



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

MĚŘENÍ DECHOVÉ FREKVENCE

RESPIRATORY RATE MEASUREMENT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

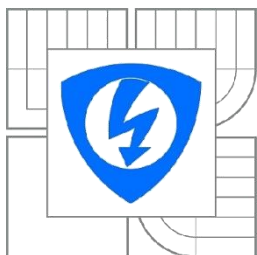
LEONA MARŠÁLKOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. MILAN CHMELAŘ, CSc.

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Leona Maršálková

ID: 125052

Ročník: 3

Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Měření dechové frekvence

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte možnosti měření dechové frekvence a jejího využití pro terapii. 2) Proved'te literární rešerši a popište strukturu zařízení a principů, které jsou k měření dechové frekvence využívány. Zaměřte se i na vlastnosti jednotlivých typů snímačů. 3) Navrhněte obvod pro snímání dechové frekvence. 4) Obvod realizujte tak, že výstup bude použit pro měřič dechové frekvence vytvořený v programovém prostředí LabView. Měřič má být schopen zobrazit dechovou křivku, hodnoty dechové frekvence, případně dobu nádechu a výdechu. 5) Obvod ověřte v praktickém měření. 6) Proved'te diskusi výsledků návrhu a měření a zhodnoťte možnost praktického využití takového zařízení.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] TEŘL, M., KRÁKOROVÁ, G., PEŠEK, M. Plicní lékařství, Karolínium, 2004. ISBN 80-246-0820-0
[2] CHMELAŘ, M. Lékařská přístrojová technika 1, akademické nakladatelství CERM, 1995. ISBN 80-85867-63-X

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 25.5.2012

Vedoucí práce: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Konzultanti bakalářské práce:

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

Bakalářská práce se zabývá možnými způsoby měření dechové frekvence. Zaměřuje se na popis struktury jednotlivých zařízení sloužících k měření dechové frekvence, včetně snímačů, které jsou k tomuto účelu využívány. Na závěr teoretické části je zmíněna možnost využití měření dechové frekvence v lékařství. Práce dále obsahuje popis návrhu snímače dechové frekvence pomocí termistorového snímače a realizaci virtuálního měřiče dechové frekvence v programu LabView. Poslední část práce se zabývá zhodnocením dosažených výsledků a praktickým využitím tohoto snímače.

ABSTRACT

This bachelor's thesis deals with possible ways of measuring respiratory rate. It focuses on the description of the structure of device used to measure respiratory rate, including sensors, which are used for this purpose. In conclusion of theoretical part is mentioned the possibility of using respiratory rate measurement in medicine. This thesis also contains a description of respiratory rate sensor design using a thermistor sensor and implementation of virtual meter respiratory rate in LabView. The last part of this thesis deals with the evaluation results and practical application of this sensor.

KLÍČOVÁ SLOVA

Dechová frekvence, plicní ventilace, pneumotachograf, impedanční pletysmografie, snímač, termistor.

KEYWORDS

Respiratory rate, lung ventilation, pneumotachograph, impedance plethysmography, transducer, thermistor.

MARŠÁLKOVÁ, L. *Měření dechové frekvence*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 46 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Měření dechové frekvence jsem vypracovala 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 autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma 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 23. května 2012

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 23. května 2012

.....
podpis autora

Obsah

Seznam obrázků	1
Úvod.....	2
1 Plicní ventilace	3
1.1 Regulace ventilace	5
1.2 Změny a poruchy ventilace.....	6
1.3 Dechová frekvence	8
2 Měření dechové frekvence	9
2.1 Pneumotachografie	9
2.1.1 Princip pneumotachografu	10
2.1.2 Pneumotachografické snímače.....	12
2.2 Impedanční pletysmografie	13
3 Snímání dechové frekvence	15
3.1 Snímání pomocí elektrod.....	15
3.2 Odporové snímače	16
3.3 Kontaktní snímače	18
4 Využití měření dechové frekvence.....	20
4.1 Monitorování nedonošených novorozenců.....	20
4.2 Zátěžový test.....	22
5 Řešení snímače a pomocných obvodů snímače	23
5.1 Požadavky na snímač.....	23
5.2 Popis zapojení obvodů elektroniky přípravku	26
5.3 Výpočet jednotlivých prvků obvodu	29
5.4 Seznam součástí	34
6 Řešení v LabView	35
6.1 Načtení signálu	35
6.2 Zpracování signálu	35
6.3 Výpočet dechové frekvence.....	36
6.4 Výsledky a zhodnocení.....	40
6.5 Praktické využití zařízení	41
Závěr.....	42
Seznam použité literatury	43
Seznam zkratk a symbolů.....	46

Seznam obrázků

Obrázek 1:	Plicní objemy a kapacity [7]	5
Obrázek 2:	Diferenční manometr [12]	11
Obrázek 3:	“Vzduchové odpory“ [5]	11
Obrázek 4:	Blokové schéma pneumotachografu [5]	12
Obrázek 5:	Fleishův pneumotachometr [7]	13
Obrázek 6:	Impedanční měření pomocí dvou elektrod [21]	14
Obrázek 7:	Impedanční měření pomocí čtyř elektrod [21]	14
Obrázek 8:	Závislost odporu na teplotě u PTC a NTC termistorů [27]	17
Obrázek 9:	Kontaktní snímač dechové frekvence [5]	19
Obrázek 10:	Obecné blokové schéma měřiče dechové frekvence [5].....	19
Obrázek 11:	Typy dechových křivek [5]	21
Obrázek 12:	Perličkový termistor uvnitř snímače	24
Obrázek 13:	Snímač s možností připevnění vyměnitelného náustku.....	24
Obrázek 14:	Závislost maximálního dovoleného proudu termistoru na jeho odporu.	25
Obrázek 15:	Schéma zapojení elektroniky přípravku s připojeným obvodem snímače	27
Obrázek 16:	Výstup z osciloskopu	27
Obrázek 17:	Zařízení sestavené na destičce (přední strana).....	28
Obrázek 18:	Elektronika ke snímači dechové frekvence – strana spojů	28
Obrázek 19:	Část obvodu s termistorem a odporem $R1$	29
Obrázek 20:	Část obvodu s napěťovým děličem $R3, R4$	30
Obrázek 21:	Část obvodu s napěťovým děličem $R8, R9$	32
Obrázek 22:	Obdélníky získané z dechové křivky	36
Obrázek 23:	Výpočet dechové frekvence.....	37
Obrázek 24:	Výpočet průměrné dechové frekvence	37
Obrázek 25:	Nulování hodnot okamžité dechové frekvence v grafu	37
Obrázek 26:	Blokový diagram měřiče dechové frekvence	38
Obrázek 27:	Konečný vzhled <i>Front panelu</i> při klidném dýchání	39
Obrázek 28:	Dechová křivka při rychlém dýchání.....	40
Obrázek 29:	Filtrovaná dechová křivka spolu s obdélníkovým signálem	40

Úvod

Dýchání patří k jedné ze základních životních funkcí organismu, proto jeho monitorování včetně měření dechové frekvence (DF) hraje důležitou roli ve zjišťování stavu pacienta, jak při jednotlivých zákrocích na operačních sálech, tak i na jednotce intenzivní péče, kde se měření dechové frekvence vyhodnocuje jednoduše z EKG záznamu. Jak snížená tak zvýšená dechová frekvence může být ukazatelem mnoha vážných onemocnění, popřípadě i kritického stavu pacienta. Zvýšená dechová frekvence je spojena s život ohrožujícími stavy, jako je šok, srdeční selhání nebo metabolický rozvrat. Z těchto důvodů by se měření dechové frekvence nemělo zanedbávat a měla by být měřena stejně důsledně a pravidelně jako každá jiná vitální funkce. Z hlediska důležitosti měření dechové frekvence je proto vhodné uvést i další parametry, které souvisí s dýcháním.

Bakalářská práce se v první části věnuje popisu plicní ventilace a parametrů, které ji charakterizují, mezi než patří především plicní objemy a kapacity. Důraz je kladen i na řízení plicní ventilace, na které se podílí zejména nervový systém a centrální a periferní chemoreceptory. Další část se zabývá možnými způsoby měření dechové frekvence, popisuje základní principy a struktury používaných zařízení a snímačů. K těmto základním metodám patří především měření pomocí pneumotachografie a impedanční pletysmografie. Na tuto část navazuje popis jednotlivých snímačů využívaných k měření dechové frekvence, největší prostor je věnován snímačům odporovým, především termistorům. Následující kapitola je věnována využití měření dechové frekvence, jehož monitorování je převážně důležité u předčasně narozených dětí.

Součástí bakalářské práce je samozřejmě i popis realizace snímače dechové frekvence, požadavků, které jsou na něj kladeny a zapojení obvodu včetně výpočtu jeho jednotlivých prvků. Výstup tohoto obvodu byl použit pro vytvoření virtuálního měřiče dechové frekvence v programovém prostředí LabView. K načtení signálu do počítače a jeho převodu do digitální formy byla použita měřicí karta. Popisem vytvořeného programu se zabývá poslední kapitola, jejíž součástí je i zhodnocení dosažených výsledků a praktické využití zařízení.

1 Plicní ventilace

Dýchání (respirace) patří k jedné ze základních životních funkcí organismu. Jedním z důležitých parametrů dýchání je i dechová frekvence, která souvisí s mechanikou dýchání a bývá měřena při monitorování pacientů. Pojmem dýchání označujeme především příjem kyslíku z vnějšího ovzduší do organismu k periferním tkáním a odvádění oxidu uhličitého z organismu. Transport kyslíku do krve je uskutečňován přes alveolo-kapilární membránu, přes kterou se z krve dostává i oxid uhličitý. Dýchání můžeme rozdělit na vnější (plicní) a vnitřní (tkáňové). Vnější dýchání představuje výměnu dýchacích plynů mezi alveolárním vzduchem a krví, vnitřním dýcháním označujeme výměnu dýchacích plynů mezi krví a tkáněmi. Vnější dýchání se ještě obvykle dělí do tří procesů – ventilace, difúze a perfúze. Klidný nádech a výdech u dospělého jedince činí asi 6 až 7 litrů za minutu, tomu odpovídá frekvence dýchání, jejíž průměrná hodnota v klidu je mezi 12 až 16 vdechy za minutu. Při klidném dýchání je maximální rychlost proudu vzduchu při nádechu $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a při výdechu $8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Dýchání může být ovlivněno věkem, pohybem, stresem, životním stylem, nadmořskou výškou nebo různými druhy onemocnění [3].

Výměna plynů mezi zevní atmosférou a vzduchem, který je obsažen v plicních alveolech, se označuje jako plicní ventilace a je dána velikostí dechových objemů a frekvencí dýchání. S ventilací plic souvisí pojmy plicních objemů a kapacit (viz obrázek 1), které jsou závislé na věku, váze, pohlaví a výkonnosti jedince. Především u sportovců očekáváme hodnoty objemů a kapacit nadprůměrné. Objemy a kapacity lze zjišťovat pomocí spirometru, ovšem kromě funkční reziduální kapacity a reziduálního objemu, kde neprobíhá výměna dýchacích plynů. Tento prostor v dýchacím traktu je označován jako mrtvý a představuje maximálně třicet procent z celkové kapacity plic. Oproti plicním objemům můžeme plicní kapacity vyjádřit pomocí součtu několika objemů. Plicní objemy a kapacity můžeme rozdělit na statické a dynamické [5] [8] [16].

Plicní objemy:

- a) Statické – nezávislé na čase

Respirační (dechový, klidový) objem (VT) – objem vzduchu, který je vyměňován každým normálním vdechem a výdechem a mění se se zátěží; činí 0,5 l.

Inspirační rezervní objem (IRV) – objem vzduchu, který můžeme ještě maximálním úsilím vdechnout po normálním nádechu; činí 2 – 3 l.

Expirační rezervní objem (ERV) – objem vzduchu, který můžeme ještě maximálním úsilím vydechnout po normálním výdechu; pohybuje se kolem 1 l.

Reziduální objem (RV) – objem vzduchu, který zůstane v plicích po maximálním výdechu a nelze ho z plic vypudit. U každého člověka je jeho hodnota individuální a pohybuje se okolo 1,5 l.

b) Dynamické – závislé na čase

Minutová ventilace plic – můžeme ji vypočítat jako součin dechového objemu (VT) a dechové frekvence, může být měřena v klidu nebo při zvýšené ventilaci plic a činí 6 – 8 l/min.

Sekundová vitální kapacita (FEV_1) – objem vzduchu, který maximálním úsilím vydechneme v první sekundě.

Plicní kapacity:

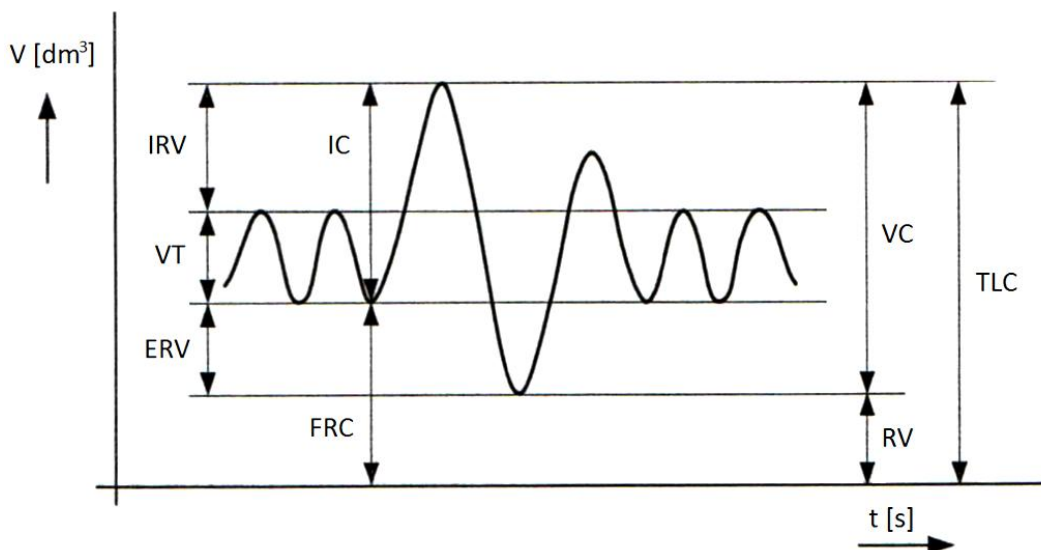
Vitální kapacita (VC) – objem vzduchu, který můžeme maximálním úsilím vydechnout po maximálním nádechu, můžeme ji vypočítat jako součet dechového, inspiračního rezervního a expiračního rezervního objemu. Vitální kapacita je ovlivněna polohou těla při vyšetření. Největší hodnoty dosahuje ve stoje, naopak nejmenší v leže. Činí přibližně 5 l u muže a 3,5 l u ženy.

Celková plicní kapacita (TLC) – objem vzduchu, který je po maximálním nádechu obsažen v plicích. Vypočítá se jako součet dechového, inspiračního rezervního, expiračního rezervního a reziduálního objemu. U dospělého muže může dosáhnout hodnoty až 7 l, u ženy se pohybuje hodnota celkové plicní kapacity většinou kolem 5 l, ovšem závisí na trénovanosti jedince.

Inspirační kapacita (IC) – objem vzduchu, který můžeme maximálním úsilím nadechnout. IC vypočítáme jako součet dechového a inspiračního rezervního objemu.

Funkční reziduální kapacita (FRC) – objem vzduchu, který zůstane v plicích po normálním výdechu, můžeme ji vypočítat jako součet expiračního rezervního objemu a reziduálního objemu. Její hodnota se pohybuje okolo 3 l [1] [3] [4].

Abychom při měření objemů a kapacit dosáhli regulérních výsledků a mohli je adekvátně hodnotit, musí pacient řádně spolupracovat a řídit se pokyny, které mu uděluje vyšetřující osoba. K dlouhotrvajícímu měření těchto objemů a kapacit není vhodné použít obyčejný objemový spirometr, protože se v něm časem hromadí oxid uhličitý a ubývá kyslík.



Obrázek 1: Plicní objemy a kapacity [7]

1.1 Regulace ventilace

Jak bylo uvedeno výše, plicní ventilace je součin dechového objemu a dechové frekvence a určuje ji především množství oxidu uhličitého, které vzniká jako odpadní produkt při oxidačních reakcích probíhajících v tkáních. Proto je plicní ventilace zvyšována např. fyzickou námahou. Činnost dechového centra může ovlivnit i jedinec sám, a to např. smíchem, pláčem nebo dočasným přerušением dechu. Plicní ventilace je řízena převážně nervově a chemicky [1] [6].

Nervová regulace

Na nervové regulaci se podílí dva regulační mechanismy – systém volní regulace dýchání a systém zajišťující automatické dýchání. Významné postavení v regulaci dýchání zaujímá právě nervová soustava, díky které vzniká dechový rytmus. Na jeho vzniku se podílí neurony v prodloužené míše, v tzv. dechovém centru, což je oblast, která je spojená s dýcháním. V této oblasti se nacházejí dva typy neuronů – inspirační a expirační neurony. Inspirační neurony, nacházející se především v dorzální skupině prodloužené míchy, jsou aktivní během vdechu. Naopak expirační neurony se aktivují při výdechu. Dechový rytmus je ovlivňován z vyšších etáží CNS a z periferie, kam patří plicní receptory. Do *plicních receptorů* řadíme *receptory tahové*, které tlumí inspirační úsilí, *deflační a iritační receptory*, nacházející se v dýchacích cestách a které při podráždění vyvolají hluboké dýchání, kašel a kýchání, dále pak *J-receptory*, u nichž podráždění vyvolá naopak rychlé a povrchné dechy. Na zvýšené ventilaci při námaze se podílí *mechanoreceptory svalů a končetin; receptory*

hrudníku a dýchacích svalů pomáhají přizpůsobovat dýchání při zátěži; k inhibici dýchání při hypertenzi slouží *baroreceptory* v krvi. Dále sem patří *termoreceptory kůže a bolest* [1].

Chemická regulace

Na chemické regulaci se podílí především parciální tlaky kyslíku a oxidu uhličitého. Jestliže se zvýší PCO_2 a sníží PO_2 zvýší se i plicní ventilace. Chemická regulace plicní ventilace je zprostředkována chemoreceptory – centrálními a periferními. *Centrální chemoreceptory* se nachází na ventrální straně prodloužené míchy a reagují hlavně na zvýšení P_aCO_2 nebo P_ACO_2 , čímž způsobí zvýšení ventilace. Tato reakce slábne ve spánku, v anestézii nebo u nemocných s chronickými nemocemi plic, naopak zvýšená citlivost na změny PCO_2 se objevuje u hypoxie (nedostatek kyslíku) nebo acidózy (vysoká koncentrace iontů H^+). Do *periferních receptorů* patří karotická tělíska a aortální tělíska. Tyto receptory reagují převážně na snížení P_aO_2 , ale také na zvýšení P_aCO_2 , zvýšení teploty nebo snížení hodnoty pH arteriální krve, což má za následek i zvýšení koncentrace H^+ iontů. Jestliže se sníží P_aO_2 na 50 – 60 torr, plicní ventilace se zvýší mírně. Jestliže se sníží na méně než 50 torr, zvýšení ventilace bude výrazné. Ventilace se také zvýší, když se sníží průtok krve karotickými tělísky [1] [8].

1.2 Změny a poruchy ventilace

Změny ve ventilaci se mohou projevit na hloubce dýchání a také na dechové frekvenci. Vlivem tělesné námahy se zvyšuje plicní ventilace, tudíž i objem O_2 , vstupujícího do krve a množství CO_2 , které musí být z krve vyloučeno, tzn. že se zvýší i průtok krve plicemi, a to přibližně z hodnoty 5,5 l/min až na hodnotu kolem 30 l/min. Zvyšuje se potřeba O_2 , která stoupá až po určité hodnotu úměrně s velikostí zátěže. Od této hodnoty už spotřeba kyslíku nestoupá, nýbrž se zvyšuje množství laktátu v krvi. Laktát vzniká ve svalech, ve kterých dochází k tak rychlé spotřebě energii, že vzniká kyslíkový dluh. Na začátku tělesné aktivity se plicní ventilace zvyšuje nejprve rychle, což je nejspíš způsobeno aferentními impulsy ze svalových, šlachových a kloubních proprioreceptorů, poté je už vzestup pomalejšího rázu, ten je pravděpodobně původu humorálního. Prohloubené dýchání se objevuje u středně velké tělesné námahy a při náročnější a usilovnější práci pozorujeme i vzestup frekvence dýchání. Jakmile tělesná námaha ustane, klesá plicní ventilace opět nejprve rychleji a poté pozvolněji až ke klidovým hodnotám. Dechová frekvence může dosáhnout klidových hodnot až za 90 minut, protože nejprve musí být odstraněn kyslíkový dluh, jehož velikost se rovná nadbytečné spotřebě kyslíku od konce tělesné práce do návratu k původním hodnotám před cvičením [2].

Se změnou ventilace souvisí i pojem *acidobazická rovnováha*, v jejímž udržování má respirační systém velký význam. Pomocí centrálních chemoreceptorů, které se nacházejí

na ventrální straně prodloužené míchy, udržuje ve vnitřním prostředí stálou koncentraci iontů H^+ . Jestliže dojde ke změně ventilace, poté právě díky respiračnímu systému, který udržuje stálé vnitřní prostředí, dojde buď k poklesu nebo vzestupu vylučování CO_2 . Úkolem respiračního systému je především udržet stálý parciální tlak CO_2 , s čímž souvisí také udržení stálého pH. Zvýšení nebo naopak snížení ventilace při stálé tvorbě CO_2 v periferních tkáních mění pH typickým způsobem. Hyperventilace způsobuje *respirační alkalózu*, při které klesá P_aCO_2 a zároveň se snižuje koncentrace iontů H^+ , naopak hypoventilace *respirační acidózu*. *Metabolická acidóza* způsobuje zvětšení minutové ventilace, prohloubený vdech a zvýšenou frekvenci dýchání. Při *metabolické alkalóze* je charakteristické snížení minutové ventilace, zvýšení P_aCO_2 a návrat koncentrace H^+ k normální hodnotě [2] [9].

Existuje několik pojmů, které charakterizují jednotlivé změny v dechové frekvenci. Klidné dýchání s normální dechovou frekvencí je označováno jako *eupnoe (normopnoe)*, naopak pojmem *apnoe* rozumíme zástavu dechu, jestliže se tak stane během nádechu označuje se zástava dechu jako *apneuze*. Příčinou zástavy dechu může být srdeční zástava, astma nebo užívání drog. Těžké nebo pracné dýchání je označováno jako *dyspnoe* a popisuje dechovou nedostatečnost (dušnost). Pod pojmem *hyperpnoe* rozumíme zvýšenou frekvenci nebo hloubku dýchání, jedinec si toho ovšem není vědom, opakem je *hypopnoe*, kdy je frekvence a hloubka dýchání snížena. *Tachypnoe (polypnoe)* představuje povrchní dýchání se zvýšenou dechovou frekvencí, vyskytuje se např. u chřipky, zápalu plic, astmatu, plicní embolie nebo chronické obstrukční plicní nemoci. Pojem *bradypnoe* označuje sníženou dechovou frekvenci a může být příznakem metabolické poruchy nebo nějakého druhu nádoru. DF se může snížit i po podání některých léků, např. opioidů, které tlumí dechové centrum [15] [25].

S poruchou dechového cyklu se pojí i několik dalších pojmů:

Cheyne-Stokesovo dýchání

Je periodické dýchání, které je charakterizováno střídáním hyperpnoe a hypopnoe. Většinou končí apnoickou pauzou ve spánku. Cheyne-Stokesovo dýchání může mít dvě příčiny. První z nich je prodloužení oběhové doby mezi plicemi a chemoreceptory, při které je cyklus hypopnoe – hyperpnoe delší než 45 sekund. Druhou příčinou, která bývá způsobena respiračním selháním, je útlum centrálních regulačních mechanismů. V tomto případě bývá cyklus kratší než 45 sekund [2] [9].

Biottovo dýchání

Biottovo dýchání se vyznačuje nepravidelnými, stejně hlubokými dechy s apnoickými pauzami. Vyskytuje se při onemocnění centrálního nervového systému, kdy se většinou jedná o poškození dechových center nebo u meningitid a encefalitid [17].

Kussmaulovo dýchání

Vyskytuje se u metabolické acidózy (např. diabetes mellitus) a vyznačuje se zvýšenou dechovou frekvencí a hloubkou dýchání se zvětšeným minutovým objemem [17].

Gasping

Jedná se o tzv. lapavé dechy, které provází náhlou zástavu oběhu.

1.3 Dechová frekvence

Dechová frekvence, udává počet respirací (nádechů a výdechů) za minutu, za fyziologické hodnoty u dospělých osob se považuje frekvence 12 – 18 za minutu. U žen bývá hodnota dechové frekvence vyšší než u mužů. Dechová frekvence se mění i s věkem, novorozenci a kojenci ji mají výrazně vyšší než dospělý člověk. U novorozenců se pohybuje mezi 30 – 60 dechy za minutu, u kojenců 20 – 40 dechů za minutu, u dětí v předškolním věku 20 – 30 dechů za minutu a u starších dětí 16 – 25 dechů za minutu. Jak člověk roste, zvětšuje se kapacita plic, a proto i dechová frekvence s věkem roste. I přes to, že DF u dospělých je mnohem nižší než u dětí, objem vzduchu vdechnutý dospělou osobou je mnohonásobně větší než objem vdechnutý dítětem [16]. Při fyzické zátěži je zvyšování dechové frekvence individuální, u žen bývá obvykle vyšší. Lehká práce zvýší DF na 20 – 30 dechů za minutu, těžká na 30 – 40 a u velmi těžké práce může dechová frekvence stoupnout až na 40 – 60 dechů za minutu. Zvýšení DF může vést ke snížení dechového objemu a tím i minutové ventilace, což má za následek snížení alveolární ventilace a zvýšení funkčního mrtvého prostoru. Z toho vyplývá, že limitní hodnoty dechové frekvence jsou dány právě alveolární ventilací a velikostí funkčního mrtvého prostoru, ale také dechovým objemem. Proto při malých dechových objemech je zapotřebí vyšší dechové frekvence než při objemech velkých.

Za jednotku dechové frekvence můžeme považovat jeden dechový cyklus, který je dán dobou pro nádech a dobou pro výdech. Na trvání nádechu – inspiria má vliv jeho průměrná rychlost, která je přímo úměrná velikosti chemických podnětů, a velikost dechového objemu, která je přímo úměrná právě inspirační rychlosti. Za normálních podmínek začíná nádech ihned po ukončení výdechu a velikost objemu vydechnutého vzduchu je dán objemem nadechnutého vzduchu. Trvání výdechu – expiria je tedy dáno taktéž jeho průměrnou rychlostí, která je regulována zúžením nebo rozšířením hlasivkové štěrbin, odporem dýchacích cest a stahem inspiračních svalů. Jestliže je hodnota dechového objemu a dechové frekvence konstantní, tak poměr dob pro nádech a výdech nemá vliv na hodnotu krevních plynů v arteriální krvi [10].

2 Měření dechové frekvence

Měření dechové frekvence je u plicních onemocněních a u dušných pacientů stejně důležité jako měření tepové frekvence u pacientů se srdečními potíži. Měření dechové frekvence je zásadní v odhalení závažných změn ve zdravotním stavu kriticky nemocných pacientů. Jeden z prvních indikátorů významných fyziologických nestabilit je právě dechová frekvence, proto je velmi důležité sledovat její hodnotu ke zjišťování stavu pacienta. Její abnormální hodnoty umožňují identifikovat např. pacienty se srdeční zástavou, plicní edém, plicní embolii, zápal plic, sepsi, syndrom dechové tísně dospělých, poruchy ve vylučovacím systému nebo v centrálním nervovém systému, chronickou obstrukční plicní nemoc, nízký krevní objem atd. DF vyšší než 24 dechů za minutu je schopna identifikovat přibližně 50% pacientů s rizikem závažných nežádoucích účinků s 95% přesností. Na dechovou frekvenci nemá vliv pouze samotný respirační systém, ale také nervový, kardiovaskulární nebo vylučovací systém [20] [23].

DF měříme v klidu nebo při zátěži pomocí subjektivních nebo objektivních metod. Mezi subjektivní metody patří vyšetření pohledem – aspekce a vyšetření pohmatem – palpace, tyto metody patří mezi nejjednodušší a nejdostupnější, avšak nejméně přesné a nespolehlivé. Do objektivních metod bychom zařadili především pneumotachografii nebo impedanční pneumografii. Každá metoda má své výhody i nevýhody [3] [10].

2.1 Pneumotachografie

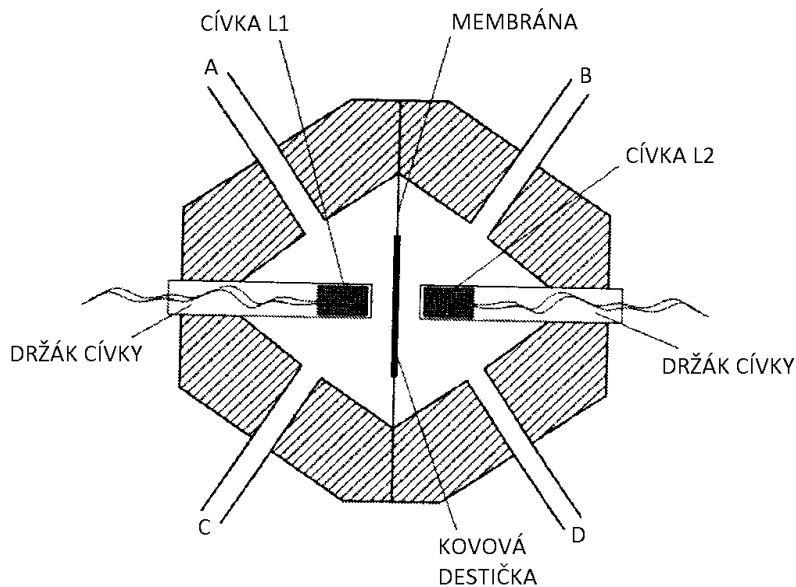
Jedním ze způsobů měření dechové frekvence je pomocí průtokoměru – pneumotachografu. Dechová frekvence se hodnotí z průtoku dýchacích plynů. Výhodou tohoto způsobu měření je, že můžeme sledovat rychlost respiračních změn a měření není ovlivněno setrvačností měřicího systému, jako tomu je např. u spirometru. Dále se zde nemusí oxid uhličitý absorbovat a spotřebovaný kyslík doplňovat. Výhodou také je, že se dosahuje malého dechového odporu (49 Pa). Rozsahy, které se u pneumotachografů nejčastěji užívají jsou: 0 – 30, 0 – 100, 0 – 300 nebo 0 – 600 litrů za minutu. Pro každý rozsah se používá speciální snímač [5] [7].

2.1.1 Princip pneumotachografu

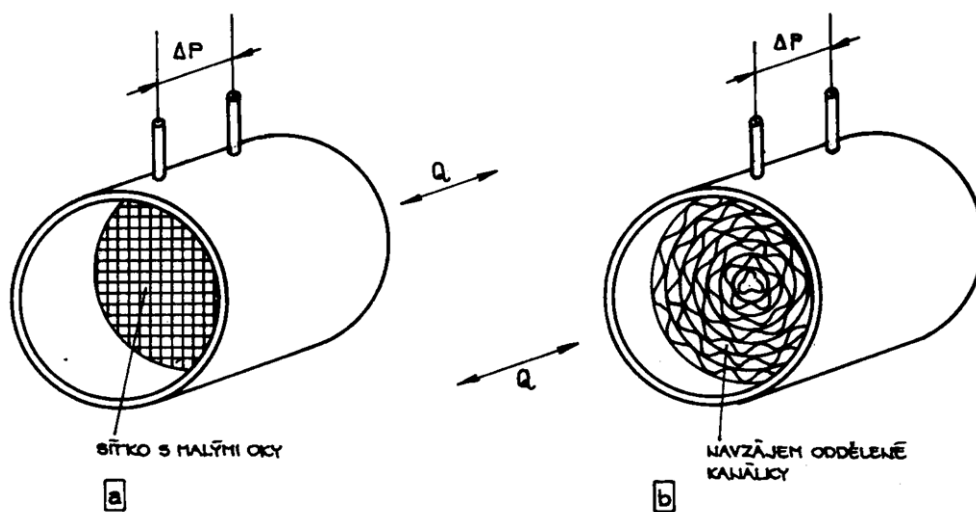
Pomocí „vzduchových (pneumatických) odporů“ se vytvoří tlakový rozdíl, který je měřen mezi dvěma různými místy upravené části snímače. S použitím tlakového rozdílu se poté vyhodnocuje průtok vzduchu. Primárně však měří pneumotachograf rychlost proudu vzduchu průřezem snímače, teprve pomocí odporového členu se tato rychlost proudění převádí na tlakový rozdíl a ten na elektrický signál. Pro měření rozdílu tlaků může být použit např. diferenční manometr (viz obrázek 2).

K vytvoření vzduchového odporu se nabízejí dvě možnosti. Jednou z nich je umístění sítky s malými oky napříč trubice, kterým protéká plyn, což je přijatelnější řešení zejména z hlediska většího průtoku plynu. Na každé straně síťkového snímače slouží jedna z trubiček jako vývod. Rozdíl tlaků se pak měří mezi vývody umístěnými na vnějším obvodu svazku (viz obrázek 3 a). Druhou možností je umístění úzkých trubiček podél osy trubice, kterými se vyplní celý její průřez (viz obrázek 3 b). Plyn by měl proudit trubicí laminárně, z důvodu zachování lineárního vztahu mezi rychlostí průtoku a tlakovým rozdílem před a za vzduchovým odporem. Aby k tvoření víru nedocházelo a neměnila se rychlost proudění plynu, měl by být průřez odporového prvku většího rozměru. Jelikož náustek bývá mnohem menší, bývá k odporovému prvku připojen pomocí přizpůsobovacího členu. A aby ani zde nedocházelo k turbulentnímu proudění vzduchu, měl by mít přizpůsobovací člen sklon maximálně 15° [4].

Protože se při nádechu a výdechu mění směr proudění vzduchu, musí k tomu být snímač uzpůsoben a musí pracovat pro oba tyto směry. Vnitřní objem snímače, včetně přizpůsobovacího členu a náustku, tvoří mrtvý prostor, v němž může docházet k akumulaci CO_2 , proto by měl být tento prostor co nejmenší. Jedním z řešení je konstantní odsávání vzduchu, které musíme při výpočtu objemu brát v úvahu [12].

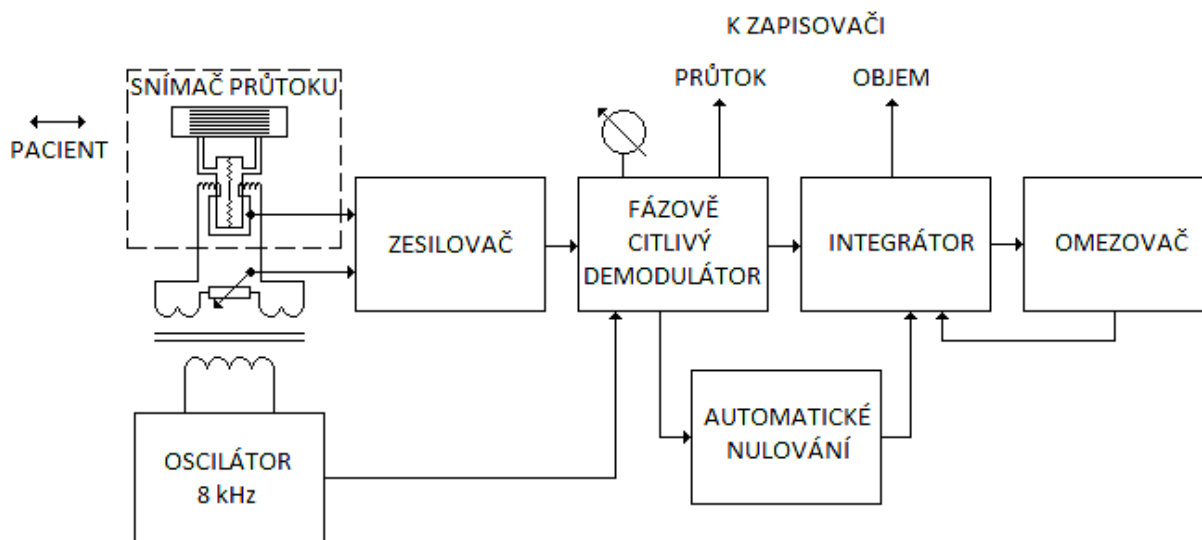


Obrázek 2: Diferenční manometr [12]



Obrázek 3: “Vzduchové odpory“ [5]

Na obrázku 4 je blokové zapojení pneumotachografu, kde je vstupní část tvořena ze snímače skládajícího se z odporového prvku a diferenčního manometru. Změny indukčnosti cívek manometru se převádí na odpovídající změny napětí udávající průtok v závislosti na čase, a poté jsou zesíleny. V integrátoru dochází k integraci tohoto napětí zvlášť pro nádech a výdech, z čehož dostaneme informaci o nadechnutém a vydechnutém množství vzduchu. Po každém nádechu a výdechu je integrátor vynulován. Záznam výstupního napětí z integrátoru potom vypadá tak, že je nad nulovou osou množství nadechnutého vzduchu a pod ní naopak množství vzduchu vydechnutého [4].



Obrázek 4: Blokové schéma pneumotachografu [5]

2.1.2 Pneumotachografické snímače

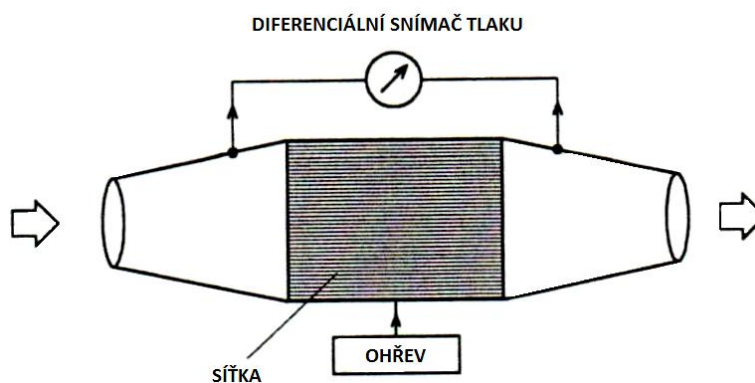
Snímače pneumotachografů bývají vyhřívány, aby se zabránilo srážení vodní páry obsažené ve vydechaném vzduchu, což může způsobit změnu vlastností odporového prvku tím, že kapičky vodní páry ucpou kapilární trubičky nebo dírký v síťce. Funkci snímače mohou poškodit i organické částice strhávané vzduchem při výdechu nebo částice prachu obsažené v nadechaném vzduchu. Pneumotachografické snímače by pro správné fungování měly splňovat několik podmínek, z nichž některé už byly uvedeny výše. Snímač musí fungovat v obou směrech proudění vzduchu, tedy pro nádech i výdech, dále musí mít co nejmenší mrtvý prostor a malý dechový odpor, aby nezatěžoval pacienta a neovlivňoval výsledek měření a musí být dodržen lineární vztah mezi rychlostí proudění a rozdílem tlaků [5] [12].

Pro měření pomocí pneumotachografů lze použít tři druhy snímačů:

Snímač s pneumatickým odporem

Je založen na principu měření průtoku vzduchu pomocí difference tlaků před a za pneumatickým odporem. Nejtypičtější představitel tohoto druhu snímače je Fleishův pneumotachometr, který je zobrazen na obrázku 5. Skládá se z krátkého tubusu s kuželovitým zakončením na obou stranách k zaručení laminárního proudění vzduchu. V tubusu je uprostřed, kolmo na směr proudění vzduchu, umístěna síťka, která vytváří tlakový spád v proudu vzduchu. Diferenciální tlakový snímač měří tlakový rozdíl, který zahrnuje informaci o rychlosti proudění vzduchu. Aby voda na stěnách nekondenzovala, je odpařována díky

ohřívání sítky. Fleishův pneumotachometr pracuje v obou směrech a slouží k měření objemu vzduchu, průtoku a ostatních parametrů dýchání u pacientů, kteří jsou závislí na umělé plicní ventilaci.



Obrázek 5: Fleishův pneumotachometr [7]

Snímač s turbínkou

Pracuje na principu otáčení malé turbínky uložené v tubusu s náustkem. Turbínka se otáčí úhlovou rychlostí vlivem proudu vzduchu. Výsledkem je elektrický signál, který je úměrný počtu otáček za minutu, ze kterých se stanovuje průtok a objem ventilovaného vzduchu. Tento typ snímače se užívá např. u sportovců při přespolním běhu.

Snímač s vyhříváním anemometrem

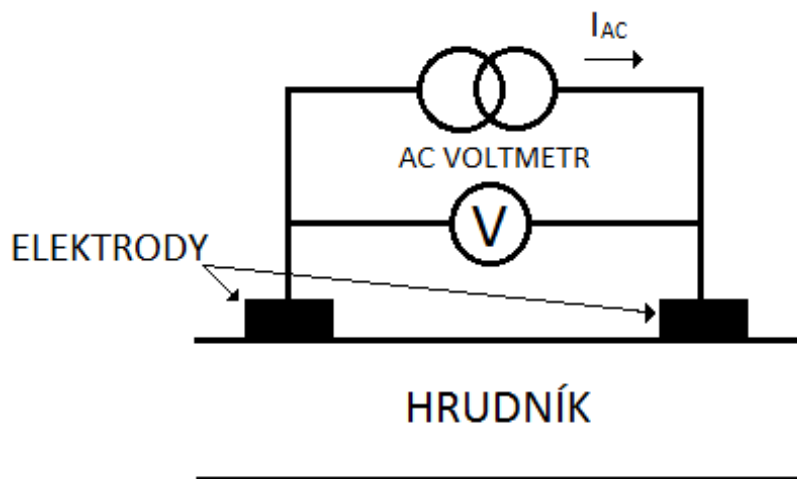
Je založen na principu měření rychlosti větru v meteorologii. V průřezu trubice je napříč umístěn tenký drátek, který se průchodem elektrického proudu zahřívá. Drát se ochlazuje během dýchání, kdy snímačem proudí vzduch a zároveň s teplotou se snižuje i jeho odpor, který řídí zpětnovazebné obvody tak, aby se teplota vrátila zpět na původní hodnotu. Informaci o měřeném proudu vzduchu pak nese změna velikosti vyhřívacího proudu [7].

2.2 Impedanční pletysmografie

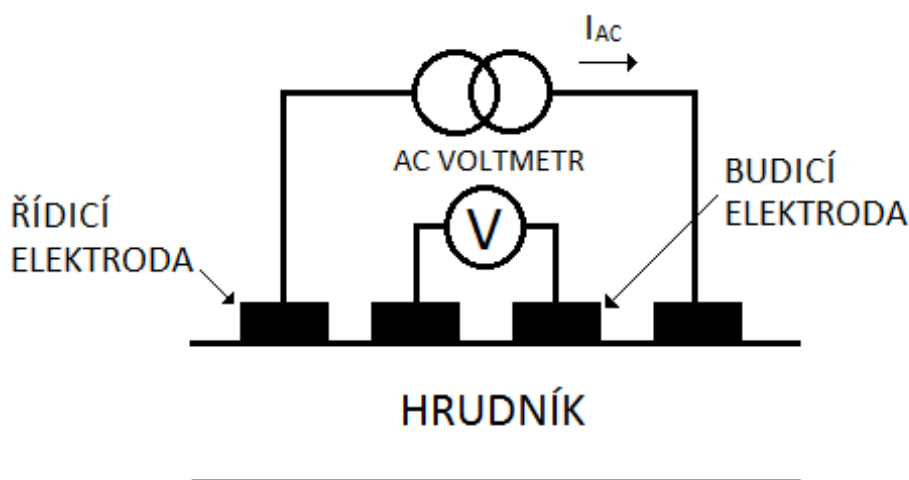
Další možností měření dechové frekvence je metoda impedanční pletysmografie nebo také impedanční pneumografie, která umožňuje měřit všechny objemy a kapacity plic i odpor dýchacích cest. Je založena na principu impedančních změn během dýchání. Impedance se měří na frekvencích 60 – 100 kHz, které jsou dostatečně vysoké, aby se zabránilo stimulaci tkáně, polarizaci elektrod a problémům spojených s vysokými hodnotami impedance kůže, a při proudu 25 – 500 μA . K měření se používá buď jeden pár elektrod sloužících jako budicí i měřicí (viz obr. 6), nebo dva páry elektrod, které jsou od sebe oddělené (viz obr. 7).

Použití dvou párů elektrod přináší přesnější měření, protože místo kudy teče proud je odděleno od měření napětí, ovšem tento způsob vyžaduje navíc dvě elektrody. Proto se měření impedance pomocí jednoho páru elektrod využívá častěji. Pro tuto metodu není neobvyklé ani užití běžných EKG elektrod. Elektrody se umísťují na hrudník podél střední axilární čáry z obou stran. Jestliže se při nádechu zvětšuje objem plic, klesá vodivost a zvyšuje se elektrická impedance hrudníku. Záleží ovšem i na pozici elektrod, tvaru a hmotnosti těla člověka a na obsahu tělních tekutin v hrudi vyšetřovaného. Za normálních respiračních podmínek je vztah mezi změnou impedance a změnami objemu plic lineární [7] [21] [22].

Tohoto principu se velice často využívá u EKG monitorů k vyhodnocování dechové frekvence. Přes snímací elektrody pro EKG se nechá protékat malý proud o kmitočtu okolo 60 kHz. Změny napětí na elektrodách způsobené tímto proudem jsou v rytmu dýchání. Z nich je pak dechová frekvence vyhodnocována.



Obrázek 6: Impedanční měření pomocí dvou elektrod [21]



Obrázek 7: Impedanční měření pomocí čtyř elektrod [21]

3 Snímání dechové frekvence

Dechovou frekvenci můžeme popisovat např. z objemových změn hrudníku, a to buď absolutně, k čemuž se používá odporový snímač, nebo impedančně. Dále z amplitudové modulace EKG signálu nebo pomocí snímače umístěného přímo v nosní dírce [5]. Snímače bývají připojeny na lidské tělo, např. běžně používaná metoda využívá dvou pásů s vestavěnými snímači umístěnými kolem hrudníku a břicha ke sledování dechových pohybů. Informace o jednotlivých pohybech hrudníku a břicha poskytuje údaj o respiračním úsilí. Tato metoda je ovšem nevhodná pro dlouhodobé sledování nebo monitorování pacientů ve spánku. Jako alternativa se nabízí vzduchová matrace obsahující více kompartmentů k měření pohybů hrudníku a břicha odděleně. Další metody jsou např. založeny na mikrovlnách, elektrické impedanci nebo tlakově citlivých podložkách. Ultrazvukový měřicí systém je založen na fázovém posunu. Pohyby hrudníku způsobené dechovou činností jsou detekovány s vysokou přesností a bez přímého kontaktu [19].

Pro měření dechové frekvence lze nejčastěji použít tři druhy snímačů:

- a) Elektrody
- b) Odporové snímače
- c) Kontaktní snímače

3.1 Snímání pomocí elektrod

K získání informace o frekvenci dýchání pomocí snímání elektrodami se využívá změn impedance v rytmu dýchání, kdy jsou elektrody umístěny na protilehlých stranách hrudníku v úrovni prsních bradavek. Toto měření je velmi často kombinováno se současným snímáním EKG signálu (obojí pro účely monitorování). Pro snímání dechové frekvence se používá již zmíněná impedanční technika, kdy přes EKG elektrody teče malý pracovní proud o kmitočtu okolo 60 kHz. Pro měření se tedy používá dvouelektrodivý systém. Velikost změn snímaných v souvislosti s dýcháním je závislá na poloze elektrod na hrudníku. Jednou z možností je i využití amplitudové modulace EKG signálu v rytmu dýchání, tato metoda je ovšem problémová kvůli malé hloubce modulace, proto se používá měření impedanční [5].

3.2 Odporové snímače

Tyto snímače založené na změně odporu patří mezi nejrozšířenější. Příkladem mohou být např. snímače vyrobené z vodivé gumy, které se obepínají okolo hrudníku. Protážením snímače tak dochází ke změně jeho elektrického odporu. Tato změna je poté vyhodnocována. Vztah těchto změn k vlastní dechové křivce závisí na způsobu dýchání, zda vyšetřovaná osoba dýchá převážně břichem (častější u mužů) nebo hrudníkem (častější u žen).

K tomuto účelu jsou však nejčastěji používány termistory, které mohou být umístěné u jedné nosní dírky nebo jsou zabudované v masce. Jsou založeny na principu detekce rozdílných teplot při nádechu a výdechu. Vlivem těchto teplotních změn se mění odpor termistoru [5]. Termistory můžeme zařadit do skupiny nepoužívanějších termosenzorů díky jejich vysokému teplotnímu koeficientu, širokému rozsahu teplot, nízkým nákladům, malým rozměrům, velké citlivosti a přesnosti. Mezi nevýhody naopak patří jejich nelineární závislost odporu na teplotě nebo časová nestabilita. Termistory mohou mít různé tvary a velikosti. Dělíme je do dvou základních skupin: PTC (Positive Temperature Coefficient) – pozistory a NTC (Negative Temperature Coefficient) termistory – negastory [13] [14].

PTC termistory

Mají kladný teplotní součinitel, tzn. s rostoucí teplotou odpor roste. Zpočátku sice jejich odpor s teplotou mírně klesá, ale po dosažení Curieovy teploty (T_C) odpor rychle vzroste a poté začne opět mírně klesat (viz obrázek 8). Jejich závislost odporu na teplotě je tedy nelineární. PTC termistory se vyrábí z polykrystalické feroelektrické keramiky (např. $BaTiO_3$). Používají se např. jako proudové omezovače nebo bývají součástí samoregulačních topení, jejich využití plyne především z tvaru jejich charakteristiky. Užívaná teplota přechodu – referenční teplota pozistorů – se pohybuje od 60 do 180 °C.

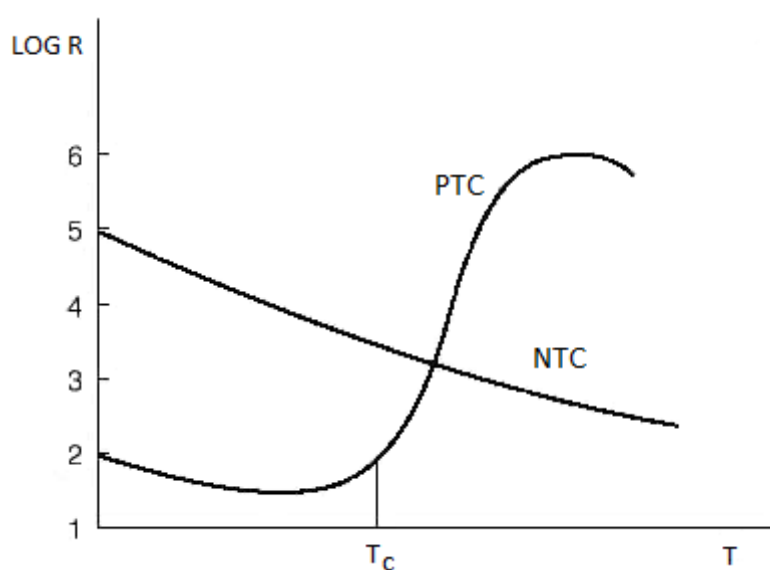
NTC termistory

Jedná se o termistory se záporným teplotním součinitelem odporu, tzn. s rostoucí teplotou odpor klesá. Tato značně nelineární závislost je přibližně exponenciální (viz obrázek 8) a můžeme ji vyjádřit přibližným vztahem (1). Nelinearitu termistoru je možno pro určitý rozsah změn jeho odporu kompenzovat.

$$R = R_0 \cdot e^{B\left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)} \quad (1)$$

kde R je odpor termistoru při teplotě T , R_0 je odpor při teplotě T_0 a B je materiálová konstanta. Teploty se dosazují v Kelvinech.

NTC termistory jsou velmi přesné, mají větší citlivost než PTC termistory (pohybuje se kolem $200 \text{ W}/^\circ\text{C}$), jsou charakterizovány vysokou stabilitou, nízkou cenou, velkou rychlostí a malými rozměry, proto se používají k bodovému měření teploty a k měření velmi rychlých teplotních změn. NTC termistory se dále mohou používat jako teplotní čidla díky tomu, že při malé změně teploty dojde k poměrně velké změně odporu. NTC termistory mohou také sloužit jako teplotní kompenzace v různých systémech. Využití nachází i v automobilovém průmyslu, kde např. sledují teplotu chladící kapaliny. Tento typ termistorů je vyráběn práškovou, tenkovrstvou nebo tlustovrstvou technologií. K měření se nejčastěji využívají perličkové termistory se skleněnou ochrannou vrstvou, tento typ jsme použili i pro náš snímač dechové frekvence [13] [26].



Obrázek 8: Závislost odporu na teplotě u PTC a NTC termistorů [27]

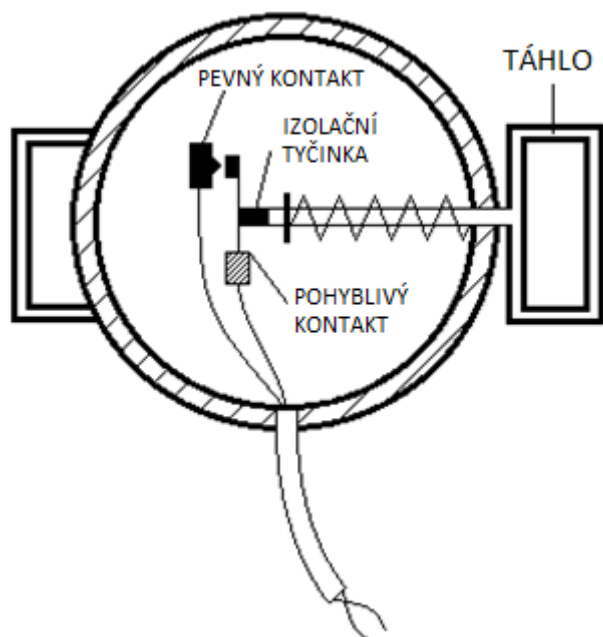
Další možností odporových snímačů může být umístění pásu polovodivé gumy kolem hrudníku. Odpor snímačů se zde mění vlivem změn v jejich průřezu a délce, což se děje při zvětšení objemu hrudníku, kdy se snímače protáhnou. Kolem hrudníku se upevňoval snímač, který se již v dnešní době nepoužívá a který byl tvořen gumovou hadičkou naplněnou fyziologickým roztokem. Na obou koncích trubičky byly umístěny elektrody. Tento snímač měl ovšem obrovskou nevýhodu v tom, že roztok umístěný v pórovité hadičce mohl časem vyschnout a vznikala zde vzduchová bublina, která poškodila funkci snímače [5].

Mezi odporové snímače patří i tenzometry, u kterých je změna odporu závislá na změně deformace tenzometru způsobené tahem nebo tlakem. Tenzometr obsahuje vlastní snímač a podložku, která vytváří elektrickou izolaci a k měřenému povrchu je připevněna pomocí speciálního lepidla. Odporové tenzometry se dělí na kovové a polovodičové. *Polovodičové tenzometry* jsou oproti kovovým výrazně citlivější, menších rozměrů,

ale nevýhodou je jejich velká teplotní závislost. Polovodičové tenzometry využívají deformace nejčastěji křemíkových membrán, které plní úlohu tlakového zesilovače. Výhodou použití křemíkového materiálu je minimální hystereze, tolerance vysokých teplot a chemická indiferentnost. Vyrábí se nejprve řezáním monokrystalu křemíku, poté mechanickým opracováním a leptáním do požadovaného tvaru a velikosti. Druhou možností je výroba pomocí difuzní technologie na křemíkový substrát. Tento typ tenzometrů se lepí buď rovnou na měřený povrch nebo na formaldehydovou podložku. Pro měření dechové frekvence a výskytu dýchání se používají zejména piezodporové (polovodičové) tenzometry, u kterých se měří mechanické namáhání pásu upevněného kolem těla pacienta. Tyto změny v geometrických rozměrech jsou převedeny na změny odporu. Tenzometr bývá zapojen pomocí můstku. Nejčastější je použití čtveřice (jedna dvojice je vždy namáhána tahem a druhá tlakem) velmi křehkých křemíkových piezodporových pásků uspořádaných do Wheatstoneova můstku pro zvýšení citlivosti a snížení teplotních koeficientů, k čemuž se používá teplotní kompenzace. Membrána snímače je většinou kruhová a jsou v ní umístěny tenzometry jednoduchých tvarů. Čím tenčí je membrána, tím je citlivost tenzometru větší [13] [14].

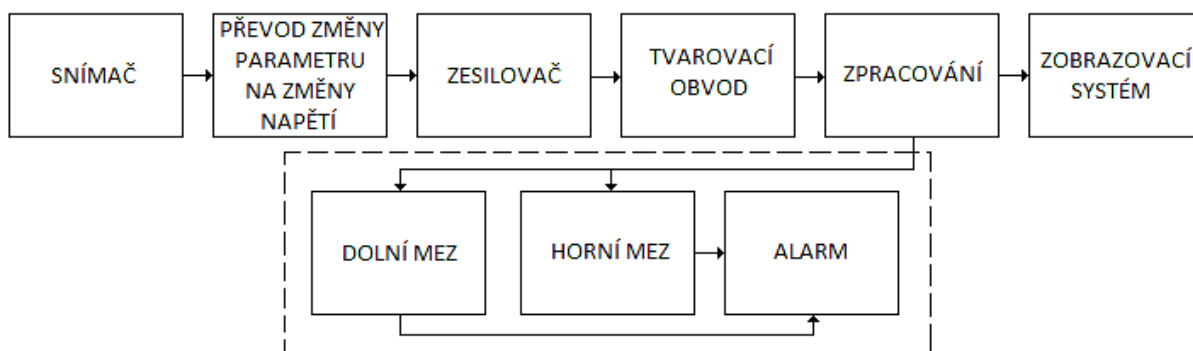
3.3 Kontaktní snímače

Kontaktní snímače jsou založeny na principu spínání a rozepínání kontaktu snímače, na který je připevněn popruh obepínající obvod hrudníku. Takový kontaktní snímač je vidět na obrázku 9. Spínání a rozepínání se děje vlivem změn objemu hrudníku v rytmu dýchání. Velkou výhodou těchto snímačů je, že impulsy které jsou získány spínáním dostatečně velkého napětí mají vhodnou výškou pro další zpracování a nemusí se tedy dále zesilovat [5].



Obrázek 9: Kontaktní snímač dechové frekvence [5]

Na obrázku 10 je znázorněno blokové schéma měřiče dechové frekvence. Signál ze snímače je přiveden do obvodu, kde se převádí změny parametru snímače na změny napětí. Signál může být zesílen a je dále přiveden do tvarovacího obvodu, odkud dostaneme sled impulsů s konstantní šířkou a výškou, ale s odlišnou frekvencí impulsů, které odpovídají dechové frekvenci. Impulzy můžeme převést na napětí přímo úměrné jejich frekvenci a zobrazit pomocí ručičkového měřidla nebo frekvenci impulsů za časovou jednotku zobrazit pomocí čísla. Měřicí rozsah měřičů bývá 0 – 50 dechů za minutu. Součástí měřičů bývá i signalizace překročení zvolené dolní a horní meze měřené veličiny, takové měřiče bývají součástí monitorovacího systému [5].



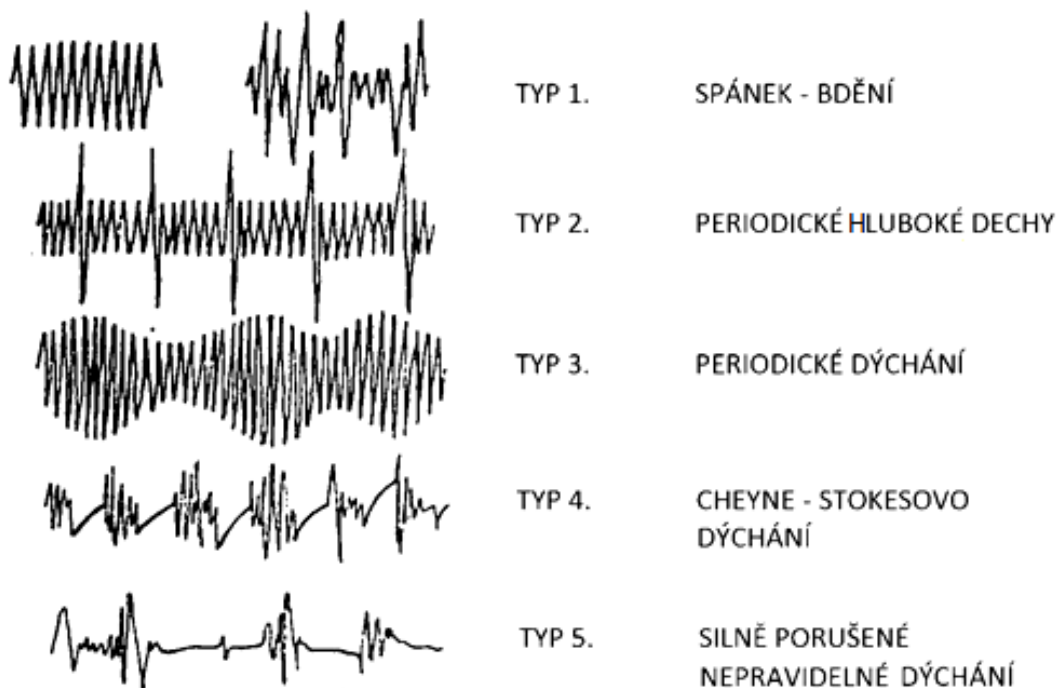
Obrázek 10: Obecné blokové schéma měřiče dechové frekvence [5]

4 Využití měření dechové frekvence

Měření dechové frekvence je součástí monitorovacích zařízení, která dlouhodobě sledují základní životní funkce. Kromě dechové frekvence se měří především EKG signál, tepová frekvence, krevní tlak, teplota, saturace kyslíku a další. Součástí monitorů bývá i alarm, který upozorňuje na překročení nastavených mezí u konkrétní veličiny. Tato zařízení najdou využití především na jednotkách intenzivní péče, operačních sálech, ve vozidlech záchranné služby nebo také na pokojích pacientů, kde se sleduje jejich pooperační stav. Monitory musí být jednoduché na ovládání, přehledné, odolné a spolehlivé. Musí být schopny zaznamenávání, zpracování a vyhodnocování signálů a průběžného archivování změřených hodnot. Další možností, jak využít měření dechové frekvence v terapii je použití v rehabilitaci, např. u astmatiků, kteří se pomocí měření DF „učí“ správně dýchat [12].

4.1 Monitorování nedonošených novorozenců

Měření dechové frekvence má význam především u předčasně narozených dětí. Novorozenci, kteří se předčasně narodili musí být určitou dobu uloženi v inkubátoru, který vytváří ideální podmínky pro jejich správný vývoj. V inkubátoru se sleduje především jejich dechová a tepová frekvence. Záznam tepové frekvence má rozsah 60 – 200 tepů za minutu a záznam dechové frekvence 0 – 10 dechů za minutu. Dechová frekvence je měřena na základě změn impedance mezi dvojicí elektrod. Elektrody jsou celkem tři a jsou umístěny na hrudníku novorozence, stejné elektrody jsou použity i ke zjišťování tepové frekvence z EKG záznamu. Vstupní obvod měřiče impedance tvoří svorky impedančního můstku, jehož výstupní napětí je zesíleno a demodulováno. Signál je dále tvarován ve tvarovacím obvodu, odkud získáme impulsy, které odpovídají rytmu dýchání a které jsou následně převedeny na napětí odpovídající dechové frekvenci. Při překročení stanovených mezí měřené veličiny je signalizace zprostředkována optickým a akustickým návěštím. Na obrázku 11 jsou zaznamenány různé typy dechových křivek [5].



Obrázek 11: Typy dechový křivek [5]

Hlavním důvodem sledování dýchání u předčasně narozených dětí je, že u těchto novorozenců ne zřídka dochází k zástavě dechu během spánku – apnoe. Poté, co se dítě narodí, musí neustále dostávat kyslík a jelikož část jeho centrálního nervového systému, která řídí dýchání, není ještě dostatečně vyvinutá, může dojít k velkým výkyvům v dýchání, po nichž následuje období povrchního dýchání a nakonec dítě přestane dýchat úplně. Většina odborníků definuje apnoe u předčasně narozených dětí jako zástavu dechu během spánku na 15 – 20 sekund. Tyto abnormality v dýchání mohou začít po dvou dnech života a trvat mohou až do 2 – 3 měsíců po porodu. Obecně platí, že čím nižší je hmotnost novorozence, tím je vyšší pravděpodobnost výskytu apnoe. Zástava dechu je většinou provázána změnou barvy obličeje a poklesem tepové frekvence. Poněvadž mnoho nedonošených dětí ještě nemá po narození zcela vyvinuté plíce k samostatnému dýchání, je nutné jim pomoci s dýcháním umělou plicní ventilací. Do průdušnice je umístěna trubice, přes kterou je v nastaveném tlaku a s určitou periodou přiváděn vzduch do plic dítěte (nádechy). Jakmile je dítě odpojeno od mechanického ventilátoru, vyžaduje ještě jinou formu asistované ventilace, tzv. kontinuální nosní přetlak. Do nosu se umístí trubice, která je připojena k zařízení poskytující okysličený vzduch, který je přiváděn do dýchacích cest, a tak pomáhá udržet plíce otevřené a dítě je schopno samostatného dýchání. I takové děti však musí být neustále monitorovány. V případě zástavy dechu na několik sekund se ozve alarm kardiopulsačního monitoru. Apnoe se může objevit jednou i několikrát během dne. V některých případech je dítě propuštěno domů s apnoe monitorem, který se skládá z pásu se snímači umístěného kolem hrudníku a alarmu. Snímače měří pohyby hrudníku dítěte a dechovou frekvenci, kterou zaznamenává.

Apnoe u předčasně narozených dětí obvykle vymizí po několika týdnech a nezpůsobuje žádné vývojové vady ani poškození mozku [24].

4.2 Zátěžový test

Další možností monitorování dechové frekvence je měření během fyzické zátěže. K nejčastějším a nejpoužívanějším zátěžovým testům patří bicyklová ergometrie, která umožňuje přesné dávkování zátěže a která kromě dechové frekvence zaznamenává mnoho jiných parametrů, jako např. dechový objem, tepovou frekvenci, koncentraci kyslíku a CO₂ v exspirovaném vzduchu atd. Pro monitorování plicních parametrů (včetně dechové frekvence) se jedná konkrétně o spiroergometrii, při níž se přesně dávkuje nebo měří výkon a analyzuje ventilovaný vzduch. Spiroergometrie je indikována zejména při podezření na hypoventilační syndrom.

Během tělesné zátěže se zvyšuje metabolismus ve svalech, což má za následek zvýšení nároků na dodávku kyslíku, s čímž souvisí i odstraňování oxidu uhličitého jako produktu metabolismu. Spotřeba kyslíku a výdej oxidu uhličitého jsou přímo úměrné velikosti zátěže. Tyto nároky jsou regulovány činností oběhového a respiračního systému.

Existuje mnoho způsobů testování, k nejčastějším však patří použití konstantní, stupňovité nebo progresivní zátěže. Zátěžový test má v pneumologii význam zejména pro posouzení závažnosti poruchy jednotlivých funkcí [10] [11].

5 Řešení snímače a pomocných obvodů snímače

5.1 Požadavky na snímač

V úvodní části této bakalářské práce je popis různých typů snímačů, které lze mimo jiné použít i k hodnocení dechové frekvence. Porovnáním jejich vlastností, ale i možností jejich zhotovení byl zvolen snímač využívající NTC termistor. S ohledem na potřebnou rychlost snímače byl použit termistor perličkový, který má velmi malé geometrické rozměry, nepatrnou hmotnost a tedy i malou tepelnou setrvačnost. Bylo možno volit ze dvou provedení, prvním z nich byl perličkový termistor bez ochranné vrstvy a druhé provedení představovalo termistor se skleněnou ochrannou vrstvou. Zde bylo nutné také uvážit pro jaké účely je snímač určen. Protože podmínkou není zcela přesné snímání dechové křivky, můžeme připustit některé nepřesnosti. NTC termistor je prvek, u kterého je závislost odporu na jeho teplotě nelineární. Tuto charakteristiku lze pro požadovaný rozsah změn odporu termistoru s přiměřenou přesností linearizovat. Zkreslení dechové křivky může způsobit i tepelná setrvačnost termistoru. Tepelná setrvačnost u termistoru se skleněnou ochrannou vrstvou je o něco větší než u termistoru bez ní. Termistor s ochrannou vrstvou je však odolnější vůči vlivům okolního prostředí. S přihlédnutím k tomu, že základem je měření dechové frekvence, bylo možno vypustit linearizaci snímače a mohli jsme připustit i mírně větší tepelnou setrvačnost vlastního snímacího prvku za cenu jeho větší odolnosti. Navíc se zde jedná o experimentální zařízení, takže větší odolnost snímače byla velmi žádoucí.

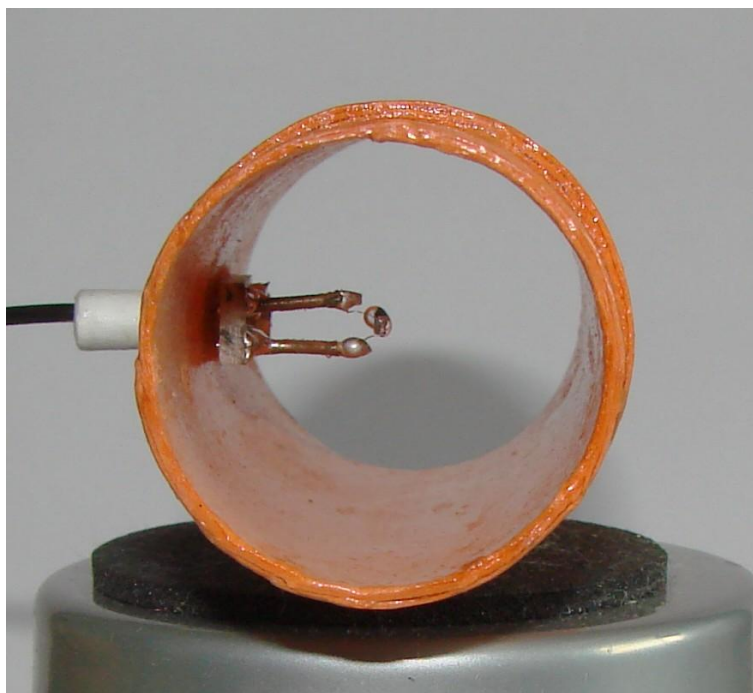
Vlastní snímač (viz obr. 12, 13) je řešen tak, že snímací prvek (NTC termistor) je umístěn v držáku, který je součástí trubičky z nevodivého materiálu, kterou proudí nadechovaný a vydechovaný vzduch. Termistor se nachází uprostřed trubičky (v její podélné ose). Ke snímači lze připevnit vyměňovací náustky (jsou použity náustky, které používá firma Schiller), které jsou použity zejména z hygienických důvodů. Subjekt, jehož dechová frekvence je snímána, není v žádném případě vodivě spojen s jakoukoliv částí snímače, který je napojen na řídicí elektroniku a na vstup počítače (to je důležité z hlediska jeho bezpečnosti).

Snímač (včetně pomocné elektroniky) je připojen k systému LabView a slouží jako vstupní část virtuálního měřiče dechové frekvence.

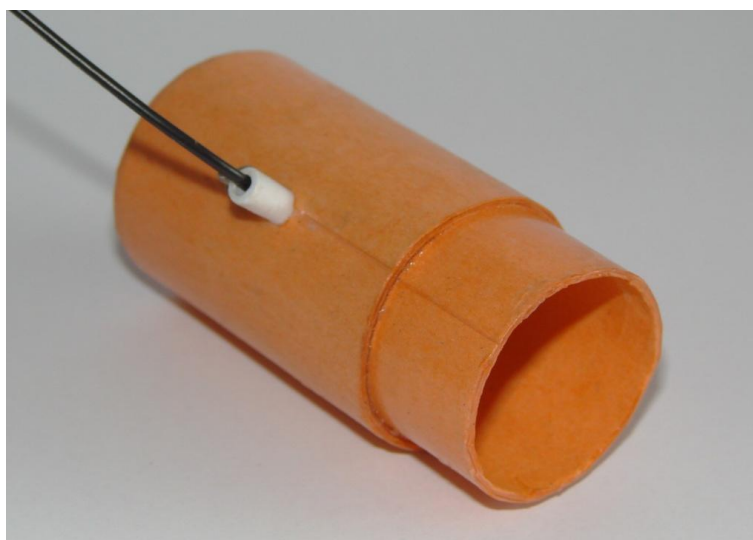
Některé vlastnosti karty pro LabView

Maximální vstupní napětí: ± 10 V (lze nastavit i menší rozsahy, např. ± 2 V, ± 1 V a menší)

Možnost napájení externích zařízení: $+5$ V/1 A



Obrázek 12: Perličkový termistor uvnitř snímače



Obrázek 13: Snímač s možností připevnění vyměnitelného náustku

Volba parametrů pomocné elektroniky

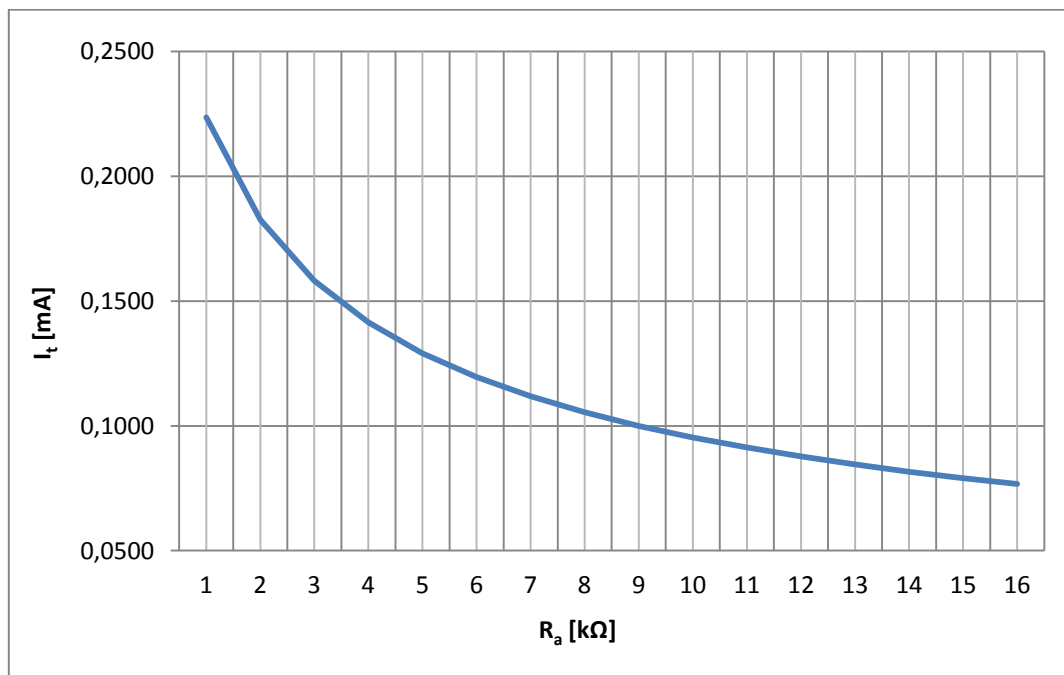
Z hlediska možného nežádoucího rušení je vždy kritický přenos malých napětí (řádově např. desetiny voltu) ze zdroje o velkém vnitřním odporu. Z těchto příčin bylo zvoleno výstupní napětí ze snímače okolo 1 V s předpokládaným vnitřním odporem zdroje tohoto napětí 50 Ω. Aby nebylo nutno použít pro napájení této elektroniky další přídavný zdroj, je počítáno využití napájecího napětí +5 V, které je k dispozici na kartě. Pro zjednodušení celého zařízení bylo zvoleno nesymetrické napájení.

Termistorový snímač dechové frekvence

Pro snímání změn proudění vzduchu způsobených dýcháním byl tedy zvolen termistor NTC. Ten může pracovat ve dvou režimech. Buď jako univerzální snímač teploty, pak jim ovšem nesmí protékat proud, který by jej ohřál nad teplotu okolí. Ten je definován tak, že jeho hodnota nesmí překročit hodnotu definovanou vztahem:

$$I_t = 10^{-2} \cdot \sqrt{\frac{1}{R_a}} \quad (2)$$

kde I_t je proud termistorem pro ztrátový výkon $P = 0,1 \text{ mW}$ a R_a odpor termistoru při dané teplotě.



Obrázek 14: Závislost maximálního dovoleného proudu termistoru I_t na odporu termistoru R_a pro ztrátový výkon 0,1 mW. Mez je vyznačena modrou barvou.

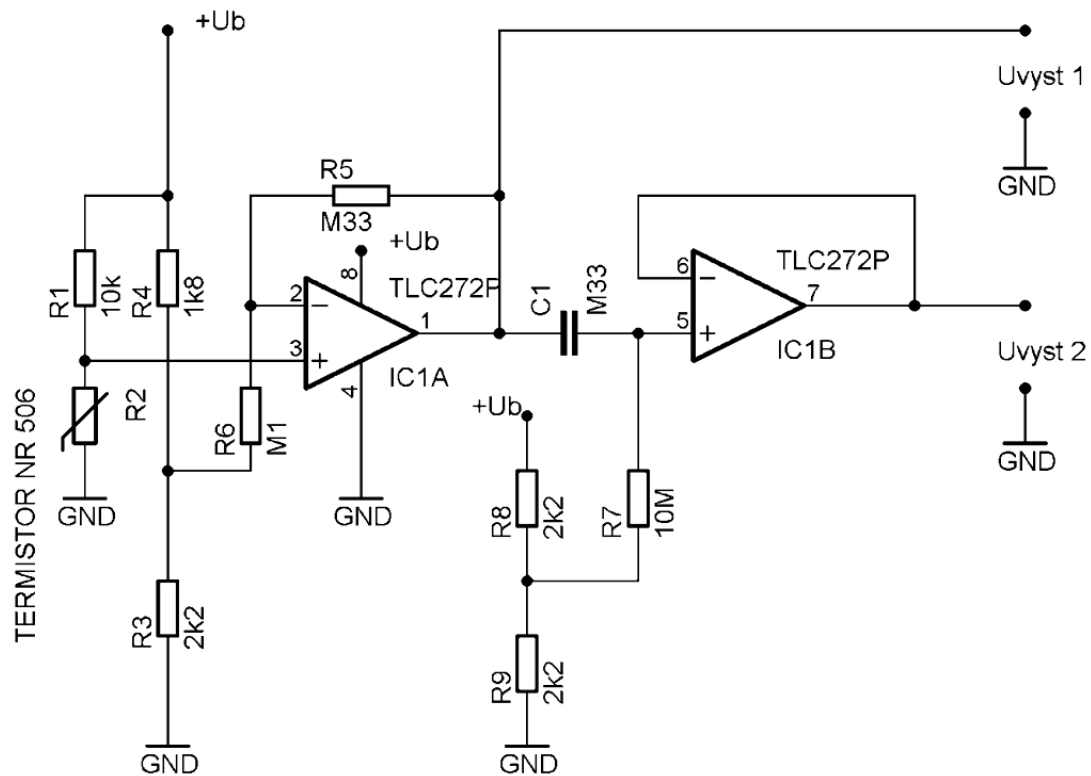
Druhým režimem je využití snímače pro snímání proudění vzduchu (např. vyvolané dýcháním), kdy musí být naopak termistor ohříván procházejícím proudem vzduchu nad teplotu okolí. Někdy bývá tento režim označován jako „žhavená“ perlička. To znamená, že jím musí procházet proud nad modrou hranicí vyznačenou v grafu na obr. 14.

Jako vlastní čidlo byl zvolen perličkový termistor se skleněnou ochrannou vrstvou typu NR 506, který má při pokojové teplotě (20 °C) odpor 12 kΩ. Pokud proud tímto termistorem zvolíme okolo hodnoty 0,2 mA, pak bude podmínka ohřátí termistoru nad teplotu okolí splněna.

5.2 Popis zapojení obvodů elektroniky přípravku

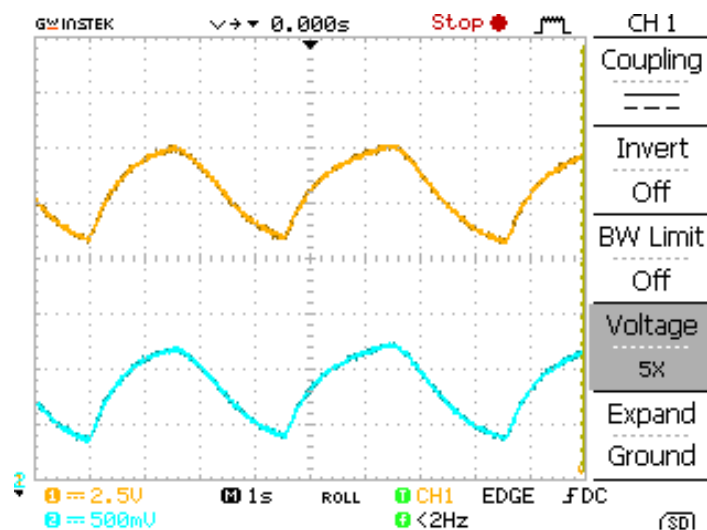
Pro zesílení a úpravu signálu je použit dvojitý operační zesilovač TLC 272P, který je vyroben technologií CMOS. Vyznačuje se nízkou spotřebou proudu (přibližně 1,2 mA celkem pro oba zesilovače) a vysokým vstupním odporem (10^{12} Ω). Tyto vlastnosti zjednodušují volbu hodnot některých součástek. Při napájecím napětí 5 V (které je dostupné na měřicí kartě pro LabView) je možno získat maximálně 3,8 V nezkresleného výstupního signálu.

Rezistor R1 spolu s termistorem NR 506 (je označen jako rezistor R2) tvoří vlastní obvod snímače. Rezistory R3 a R4 tvoří napěťový dělič vytvářející potřebné předpětí pro invertující vstup prvního zesilovače. Proto je mezi rezistory R3 a R4 připojen rezistor R6. Na poměru R5/R6 závisí zesílení prvního stupně zesilovače. Výstup prvního stupně (pin 1) je zdrojem napětí pro vstup převodníku LabView. Aby bylo možné k přípravku připojit kontrolní osciloskop bez toho, aniž by byl jakkoliv ovlivněn vstupní signál pro LabView, je použit druhý operační zesilovač z TLC 272P, který je zapojen jako impedanční transformátor (má tedy zesílení $A=1$). Mezi prvním a druhým stupněm bylo použito střídavé vazby pro přenos signálu na osciloskop. Pro nastavení pracovních podmínek impedančního transformátoru byl použit samostatný referenční bod vytvořený děličem složeným z rezistorů R8 a R9. Zvolené řešení umožňuje nastavit klidové výstupní napětí pro každý stupeň samostatně.

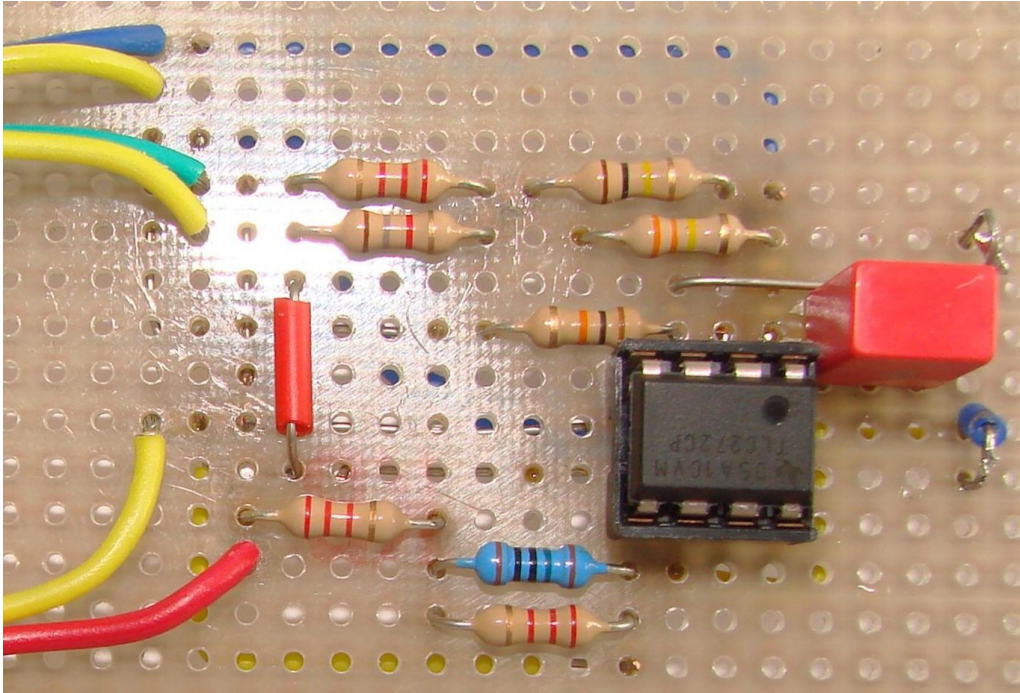


Obrázek 15: Schéma zapojení elektroniky přípravku s připojeným obvodem snímače

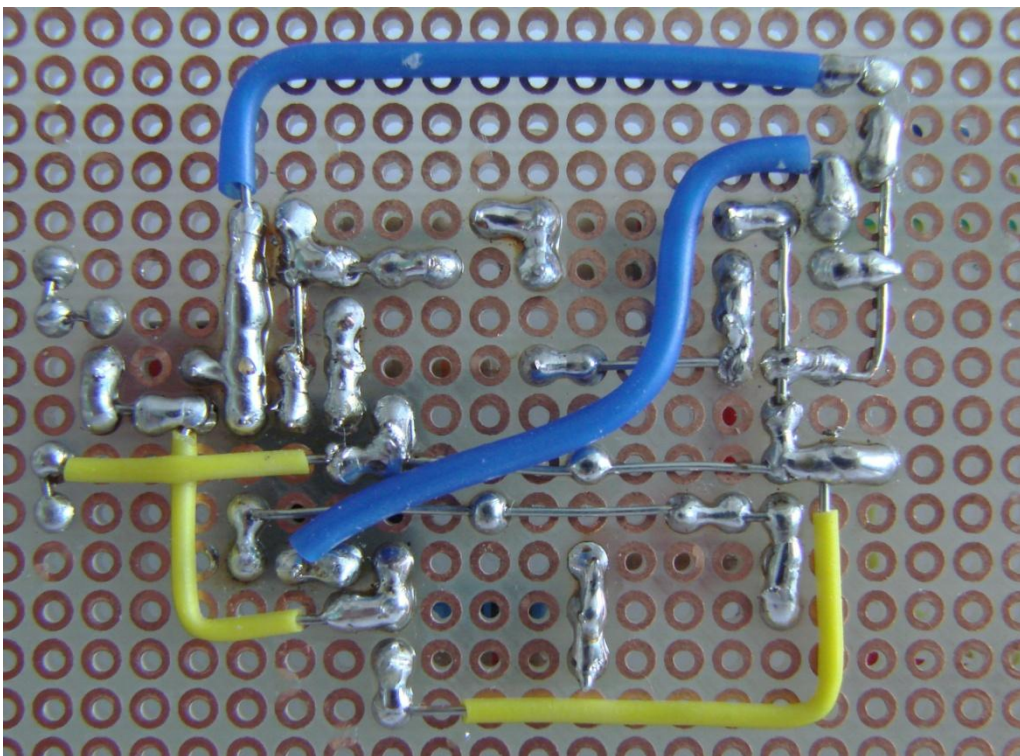
Zařízení bylo nejprve sestrojeno na nepájivém poli, poté na plošném spoji (viz obr. 17, 18), který je výhodnější především z důvodu lepší manipulace a menších vlivů okolních šumů, které u nepájivého pole vznikají potřebou většího množství drátů a ne příliš pevným zapojením součástek. Abychom zjistili funkčnost přípravku, připojili jsme jej na osciloskop a pozorovali průběhy na výstupu 1 (pin 1) i na výstupu 2 (pin 7). Tyto průběhy můžeme vidět na obr. 16., kde oranžovou barvou je průběh na výstupu 1 a modrou na výstupu 2.



Obrázek 16: Výstup z osciloskopu



Obrázek 17: Zařízení sestavené na destičce (přední strana)



Obrázek 18: Elektronika ke snímání dechové frekvence – strana spojů

5.3 Výpočet jednotlivých prvků obvodu

Proud termistorem:

Odpor termistoru NR 506 při pokojové teplotě je $R_2 = 12 \text{ k}\Omega$ (zapojení termistoru v obvodu je vidět na obr. 19). Hodnotu rezistoru R_1 jsme zvolili takovým způsobem, aby ho proud, který termistorem protéká, ohřál nad teplotu okolí (aby zařízení reagovalo na proudění vzduchu, musí proud procházet nad křivkou vyznačenou v obr. 14). Hodnotu rezistoru R_1 jsme tedy upravili experimentálně, $R_1 = 10 \text{ k}\Omega$.

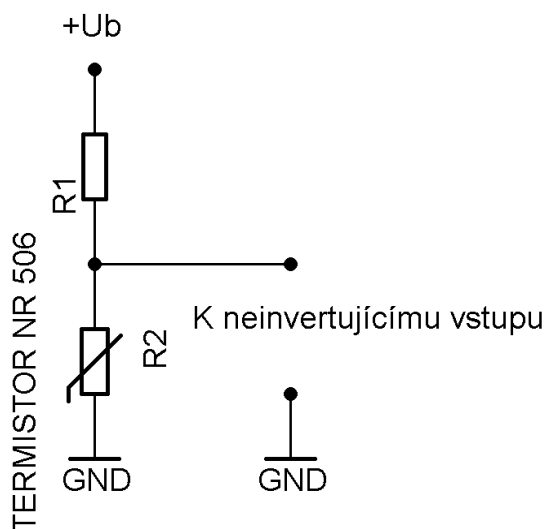
$$I_t = \frac{U_b}{R_1 + R_2} = \frac{5}{10 \cdot 10^3 + 12 \cdot 10^3} = 0,23 \text{ mA} \quad (3)$$

→ podmínka ohřátí termistoru nad teplotu okolí je splněna

Protože se odpor termistoru může procházejícím proudem o něco snížit, vypočítáme proud procházející termistorem ještě pro hodnotu $R_2 = 8 \text{ k}\Omega$, abychom zjistili, jestli bude stále splněna podmínka, že termistor se bude procházejícím proudem ohřívat nad teplotu okolí.

$$I_t = \frac{U_b}{R_1 + R_2} = \frac{5}{10 \cdot 10^3 + 8 \cdot 10^3} = 0,28 \text{ mA} \quad (4)$$

→ podmínka ohřátí termistoru nad teplotu okolí je splněna



Obrázek 19: Část obvodu s termistorem a odporem R_1

Napětový dělič R3, R4:

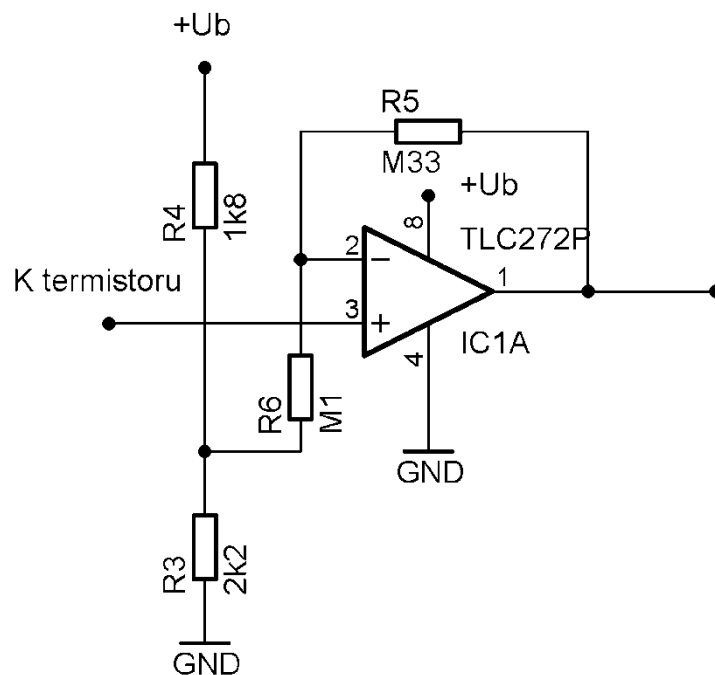
Abychom mohli vynechat blokovací kondenzátor, který by byl připojen paralelně k rezistoru $R3$, a byla splněna podmínka: $R3, R4 \ll R6$, zvolili jsme příčný proud děličem $I_d = 1 \text{ mA}$ (zapojení napětového děliče $R3, R4$ je znázorněno na obr. 20).

$$U_{výst} = \frac{1}{2} \cdot U_b \quad (R4 = R3) \quad (5)$$

$$R_{celk} = \frac{U_b}{I_d} = \frac{5}{10^{-3}} = 5 \text{ k}\Omega \quad (6)$$

$$R_{celk} = R4 + R3 \rightarrow R4 = R3 = 2,5 \text{ k}\Omega \quad (7)$$

Protože se rezistory s hodnotou odporu $2,5 \text{ k}\Omega$ nevyrobí, zvolili jsme nejbližší možnou hodnotu pro rezistor $R3$, $R3 = 2,2 \text{ k}\Omega$. Aby se nula na osciloskopu posunula přiměřeným způsobem, zvolili jsme hodnotu rezistoru $R4$ o něco menší než $R3$, $R4 = 1,8 \text{ k}\Omega$. Hodnota $R4$ tedy byla upravena na základě měření pomocí osciloskopu. Tyto dva odpory jsou mnohem menší než hodnota rezistoru $R6$, což splňuje podmínku, která je uvedena výše.



Obrázek 20: Část obvodu s napětovým děličem $R3, R4$

Zesilovač:

Vzhledem k tomu, že jsme neznali charakteristiku termistoru, bylo zesílení určeno experimentálně. Vyzkoušeli jsme si jaké maximální napětí jsme schopni získat ze zesilovače při napájecím napětí 5 V. Abychom získali dostatečnou amplitudu signálu, měl by zesilovač zesilovat přibližně 4 krát.

Jelikož jsou ve vzorci (8) dvě neznámé veličiny, určili jsme si hodnotu rezistoru R_5 ($R_5 = 330 \text{ k}\Omega$) a hodnotu rezistoru R_6 jsme dopočítali (viz vzorec (9)).

$$A = 1 + \frac{R_5}{R_6} \quad (8)$$

$$R_6 = \frac{R_5}{A - 1} = \frac{330 \cdot 10^3}{4 - 1} = 110 \text{ k}\Omega \quad (9)$$

Hodnota rezistorů 110 k Ω se ovšem nevyrábí, proto jsme zvolili hodnotu, která je jí nejbližší, a to $R_6 = 100 \text{ k}\Omega$. Pro tuto hodnotu odporu se bude zesílení rovnat:

$$A = 1 + \frac{R_5}{R_6} = 1 + \frac{330}{100} = 4,3 \quad (10)$$

→ podmínka čtyřnásobného zesílení je splněna

Napět'ový dělič R_8, R_9 :

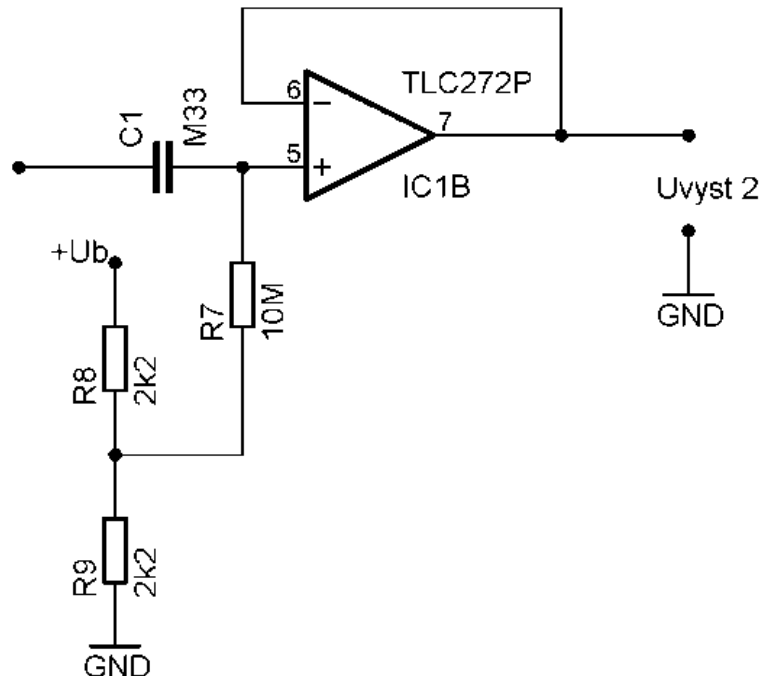
Abychom mohli vynechat blokovací kondenzátor, který by byl připojen paralelně k rezistoru R_9 , a byla splněna podmínka: $R_8, R_9 \ll R_7$, zvolili jsme příčný proud děličem $I_d = 1 \text{ mA}$ (zapojení napět'ového děliče R_8, R_9 je znázorněno na obr. 21).

$$U_{výst} = \frac{1}{2} \cdot U_b \quad (R_8 = R_9) \quad (11)$$

$$R_{celk} = \frac{U_b}{I_d} = \frac{5}{10^{-3}} = 5 \text{ k}\Omega \quad (12)$$

$$R_{celk} = R_8 + R_9 \rightarrow R_8 = R_9 = 2,5 \text{ k}\Omega \quad (13)$$

Protože se tato hodnota rezistorů nevyrobí, zvolili jsme pro oba rezistory hodnotu nejbližší, a to: $R8 = R9 = 2,2 \text{ k}\Omega$. Tyto dva odpory jsou mnohem menší než hodnota rezistoru $R7$, což splňuje naši podmínku, kterou jsme si stanovili na začátku.



Obrázek 21: Část obvodu s napěťovým děličem $R8$, $R9$

Filtr typu horní propust:

Zvolili jsme si nejmenší mezní frekvenci 3 dechy za minutu. Přepočítáním na sekundy dostaneme frekvenci v Hz.

$$f_{md} = \frac{3}{60} = 0,05 \text{ Hz} \quad (14)$$

Ve vzorci (15) jsou dvě neznámé ($C1$ a $R7$), zvolím si tedy hodnotu rezistoru $R7$ a hodnotu kondenzátoru $C1$ dopočítám. Aby měl kondenzátor rozumnou hodnotu a kmitočet filtru byl nízký, volím největší odpor rezistoru, který je běžně k dostání. Maximální běžně dodávaná hodnota rezistoru je $10 \text{ M}\Omega$. Volím tedy $R7 = 10 \text{ M}\Omega$.

$$f_{md} = \frac{1}{2\pi \cdot C1 \cdot R7} \quad (15)$$

$$C1 = \frac{1}{2\pi \cdot f_{md} \cdot R7} = \frac{1}{2\pi \cdot 0,05 \cdot 10 \cdot 10^6} = 3,18 \cdot 10^{-7} \text{ F} \quad (16)$$

Zvolili jsme tedy nejbližší vyšší hodnotu kapacity foliového kondenzátoru, která se vyrábí, aby byl kmitočet filtru dostatečně nízký, tedy $C1 = 330 \text{ nF}$. Nyní vypočítáme dolní mezní frekvenci, jestli vyhovuje našemu požadavku přenosu 3 dechů za minutu.

$$f_{md} = \frac{1}{2\pi \cdot C1 \cdot R7} = \frac{1}{2\pi \cdot 3,18 \cdot 10^{-7} \cdot 10 \cdot 10^6} = 0,05 \text{ Hz} \quad (17)$$

→ podmínka přenosu minimálně 3 dechů za minutu je splněna

Ztrátový výkon:

Pro určení maximálního dovoleného ztrátového výkonu použitých rezistorů byl proveden kontrolní výpočet pro rezistor $R8$.

$$P = U \cdot I \quad (18)$$

$$I = \frac{U}{R} \quad (19)$$

$$P = U \cdot \frac{U}{R_8} = \frac{U^2}{R_8} = \frac{(2,5)^2}{2,2 \cdot 10^3} = 2,84 \cdot 10^{-3} \text{ W} \quad (20)$$

Bylo zjištěno, že ztrátový výkon rezistoru $R8$ je $2,8 \text{ mW}$. Z tohoto důvodu je možno použít rezistory pro nejmenší ztrátový výkon $0,4 \text{ W}$ (pro menší ztrátový výkon nejsou běžně dodávány).

5.4 Seznam součástek

Rezistory (označení podle katalogu GME)		
Označení	Hodnota	Typ
R1	10k	RRU10K
R3	2k2	RRU2K2
R4	1k8	RRU1K8
R5	M33	RRU330K
R6	M1	RRU100K
R7	10M	RRU10M
R8	2k2	RRU2K2
R9	2k2	RRU2K2

Tabulka 1: Seznam použitých rezistorů

Kondenzátor (označení podle katalogu GME)		
Označení	Hodnota	Typ
C1	M33	MKS2-330N

Tabulka 2: Popis použitého kondenzátoru

Integrované obvody	
Označení	Typ
IC1A+B	TLC272

Tabulka 3: Popis použitého integrovaného obvodu

6 Řešení v LabView

Virtuální měřič dechové frekvence byl realizován v programovacím a vývojovém prostředí LabView (z angl. Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench), produktu firmy National Instruments (NI).

6.1 Načtení signálu

K načítání signálu do počítače a k jeho převedení do digitální podoby jsme použili multifunkční měřicí kartu NI USB-6009. Karta je opatřena 8 analogovými vstupy, 2 analogovými výstupy, 12 obousměrnými číslicovými vstupy/výstupy a jedním 32 bitovým čítačem. Karta poskytuje napájecí napětí +5 V vyvedené na vnější konektor. Analogový signál jsme přivedli na vstup AI0 v nesymetrickém zapojení [18]. Konečné úpravy však byly prováděny na měřicí kartě, která se nachází ve výukové laboratoři E222.

Pomocí bloku *DAQ Assistant* je signál načten do počítače. V jednotlivých záložkách tohoto bloku jsme nastavili parametry načítání signálu. V části *Timing settings* v záložce *Acquisition Mode* jsme zvolili možnost *Continuous Sample*, což je režim nepřetržitého generování vzorků. V další záložce *Sample to read* jsme nastavili velikost vyrovnávací paměti na 100 vzorků, které se budou načítat se vzorkovací frekvencí 10 kHz. Rozsah měřeného napětí jsme nastavili na 0 – 6 V. Při použití jiného typu měřicí karty je vždy nutné znovu vložit do programu blok *DAQ Assistant* a nastavit požadované parametry.

6.2 Zpracování signálu

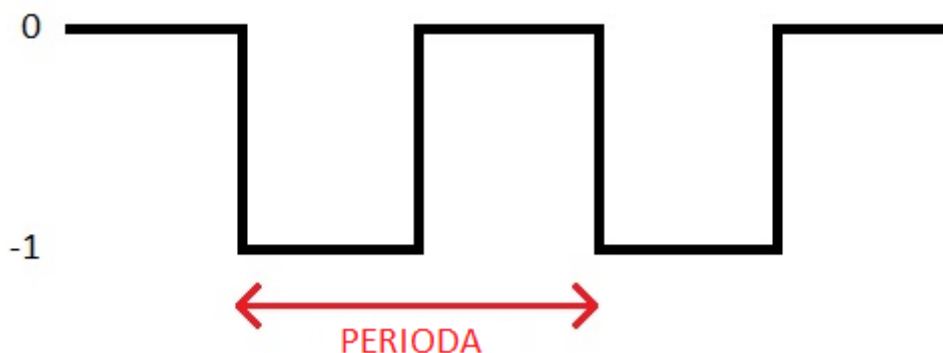
Po načtení signál dále prochází blokem *Filter*, v němž je nastavena filtrace pomocí dolní propusti s mezním kmitočtem 5 Hz, která byla nastavena na základě testů při praktickém snímání signálu. Dále je filtrovaný signál přiveden do bloku *Mean*, kde se vypočítá průměr z hodnot přivedených na vstup, což nám signál ještě více vyhladí. Filtrovaný a zprůměrovaný signál je zobrazen v grafu *Waveform Chart – Dechová křivka* (tzv. plovoucí graf s nastavitelným počtem hodnot).

Aby se dechová frekvence z dechové křivky snadněji vyhodnocovala, byla zvolena možnost úpravy signálu na signál obdélníkový (frekvence obdélníkového signálu odpovídá frekvenci dýchání), který se vytváří teprve po splnění tří podmínek. První podmínka je tvořena blokem *Array Max & Min PtByPt*, který vyhledává maximální a minimální hodnoty v souboru vstupních dat určených délkou vzorku, která je zde nastavena na 1000. Následně se provede rozdíl maximální a minimální hodnoty. Podmínka spočívá v tom, že tento dlouhodobý rozdíl musí být větší než 0,1.

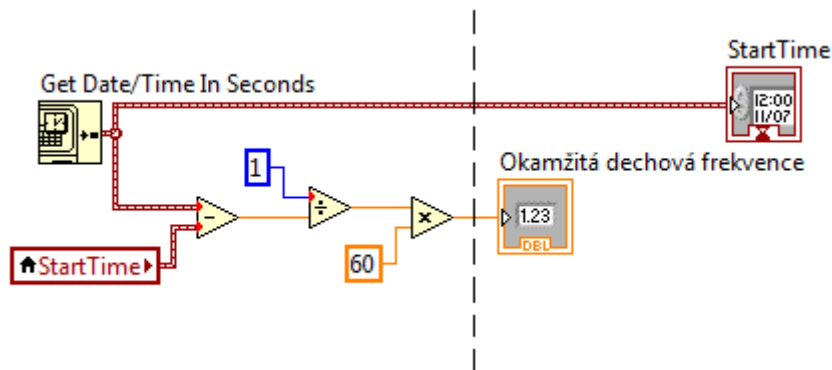
Jestliže podmínka splněna nebude, zapíše se 0 do lokální proměnné s názvem *Okamžitá dechová frekvence* a znamená to, že vyšetřovaná osoba přestala dýchat. Druhá podmínka je tvořena stejným blokem pro vyhledání maxima a minima, ovšem tyto hodnoty jsou vyhledávány z poněkud kratšího úseku signálu, aby blok reagoval i na rychlé změny dechu (z pomalého dýchání na rychlé). Opět se spočítá rozdíl maximální a minimální hodnoty a poté ho vynásobíme 0,5, čímž vypočítáme 50% celkového rozdílu, který odečteme od maximální hodnoty a tím získáme pohyblivý práh, který budeme porovnávat s přicházejícími hodnotami. Jestliže přicházející hodnota bude menší než nastavený práh, uloží se na výstup hodnota -1, pokud nastane situace opačná, tak se na výstupu objeví 0. Toto je zobrazeno v *Case Structure*, kde se v okně *true* ukládá na výstup -1 a v okně *false* nulová hodnota. Tyto hodnoty jsou zobrazeny indikátorem *stav*. Třetí podmínka pracuje rovněž s krátkodobým rozdílem maxima a minima, který musí být větší než 0,05, aby se zabránilo falešným detekcím. Práh byl stanoven na základě experimentu.

6.3 Výpočet dechové frekvence

Z vytvořeného obdélníkového grafu vypočítáme dechovou frekvenci tak, že budeme zaznamenávat čas, při kterém došlo ke změně stavu z 0 na -1 (ukázka obdélníkového signálu s vyznačenou periodou je na obr. 22). Tento čas je zaznamenán pomocí bloku *Get Date/Time In Seconds*, od kterého je odečten předchozí čas změny stavu z 0 na -1, který se v předchozím cyklu uložil do indikátoru *StartTime* a nyní je přečten z lokální proměnné *StartTime*. Rozdílem těchto dvou časů získáme periodu v sekundách, ze které je už jednoduše dopočítána dechová frekvence (viz obr. 23). Výpočet dechové frekvence se provádí ve *Flat Sequence Structure*, která je v našem případě rozdělena na dvě části, jednotlivé děje v nich obsažené se provedou postupně zleva doprava. Přerušovaná čára v obrázku 23 tedy značí, že indikátor *StartTime* spolu s ukazatelem okamžité dechové frekvence leží ve druhé části této struktury, která se vykoná až po provedení první části.

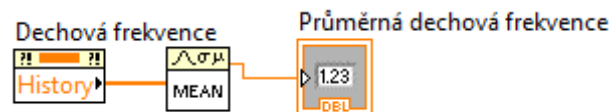


Obrázek 22: Obdélníky získané z dechové křivky



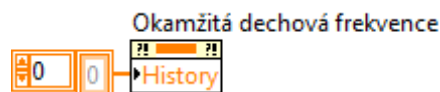
Obrázek 23: Výpočet dechové frekvence

Ve druhé části *flat* struktury se nachází i blok ***In Range and Coerce***, který určuje, že se hodnota dechové frekvence musí nacházet v rozsahu 5 – 200, aby se zabránilo výskytu příliš vysoké hodnoty způsobené chybou (již zmíněným zakolísáním v dechu). Jestliže se tedy dechová frekvence bude nacházet v tomto intervalu, hodnota se zobrazí do proměnné s názvem ***Okamžitá dechová frekvence*** a je zobrazena v grafu ***Waveform Chart – Okamžitá dechová frekvence***. Oba bloky leží ve vnořené ***Case Structure*** spolu s výpočtem průměrné dechové frekvence pomocí bloku ***Mean*** (viz obr. 24).

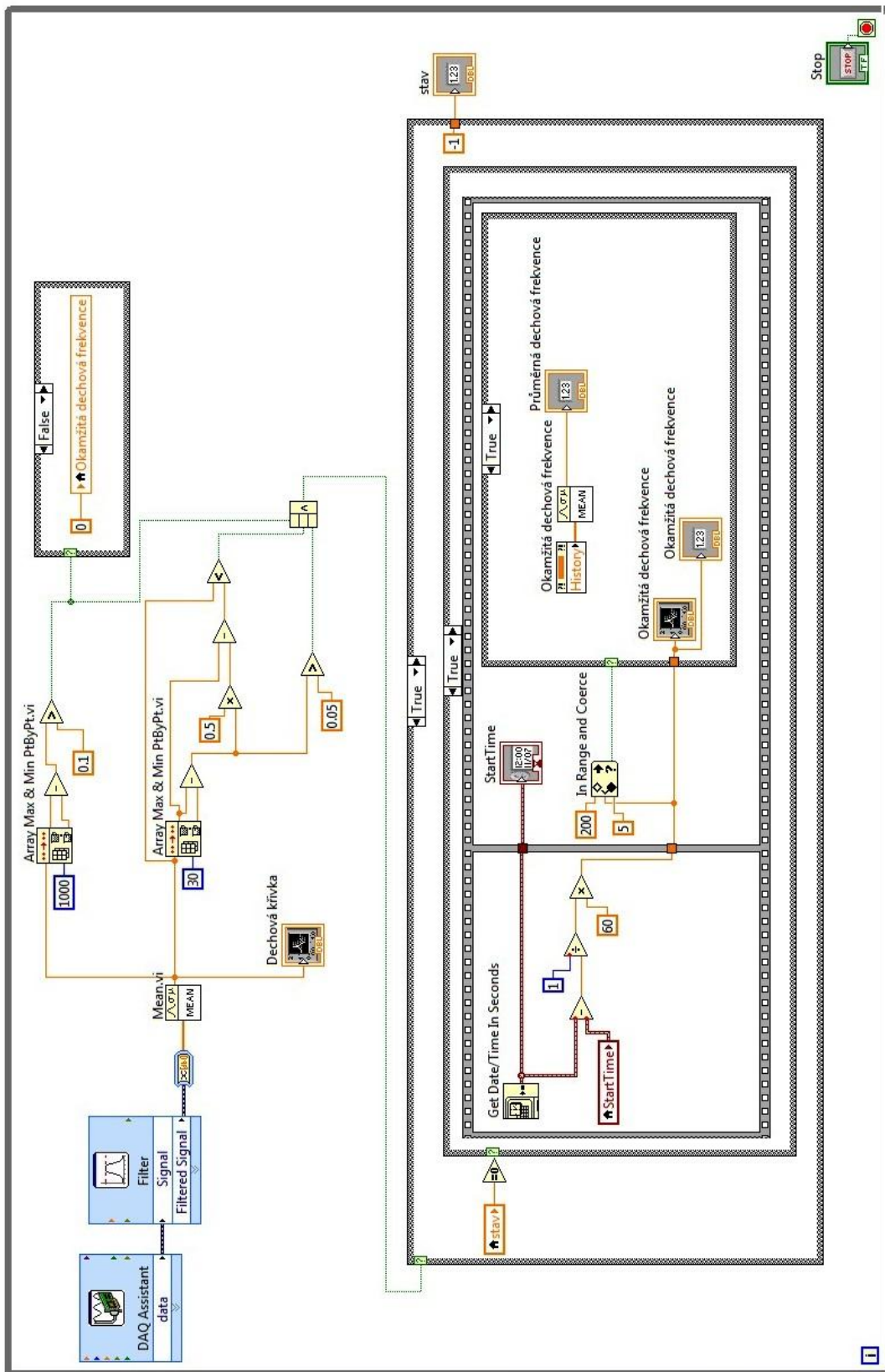


Obrázek 24: Výpočet průměrné dechové frekvence

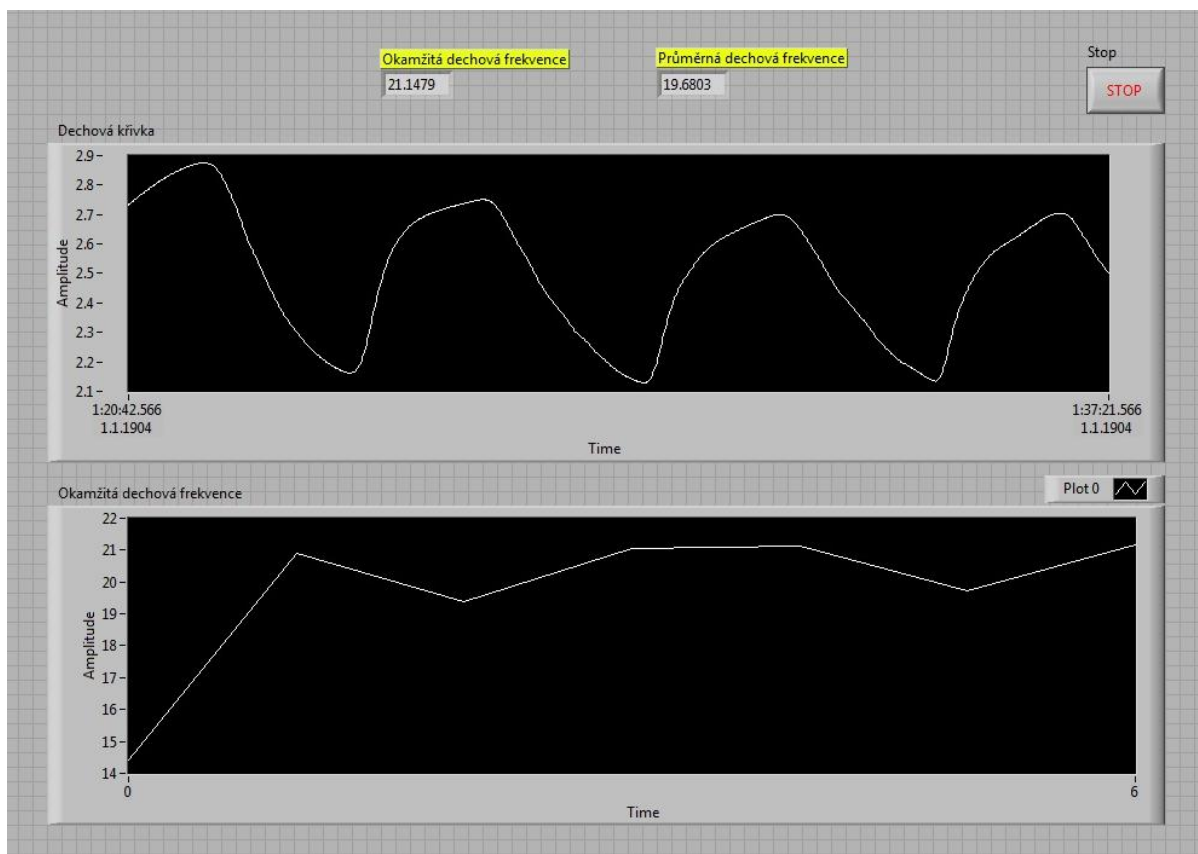
Všechny dílčí děje jsou umístěny v cyklu ***While Loop***. Při každém spuštění programu jsou pro lepší přehled hodnoty okamžité dechové frekvence v grafu vynulovány (viz obr. 25), což je v blokovém diagramu umístěno mimo cyklus *while*, protože se nulování provádí pouze jednou, a to při spuštění. Celkové blokové schéma virtuálního měřiče dechové frekvence je znázorněno na obr. 26 a konečný vzhled grafického rozhraní je vidět na obr. 27.



Obrázek 25: Nulování hodnot okamžité dechové frekvence v grafu



Obrázek 26: Blokový diagram měřiče dechové frekvence

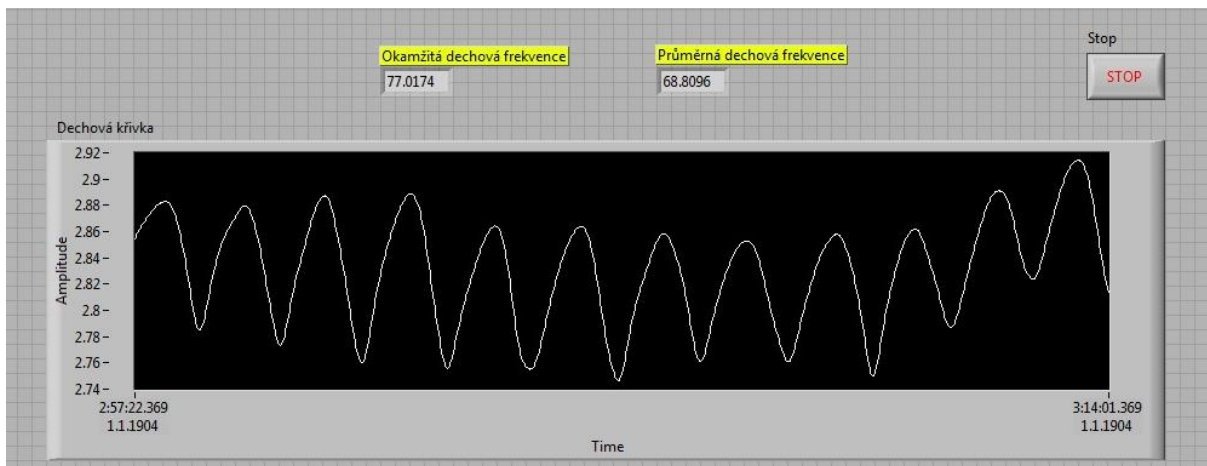


Obrázek 27: Konečný vzhled *Front panelu* při klidném dýchání

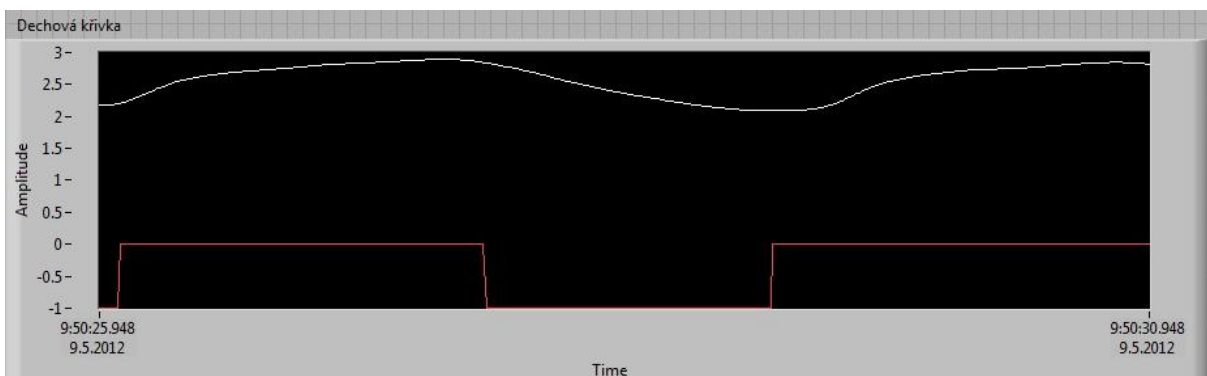
Obr. 27 ukazuje konečný vzhled *Front panelu*, kde je v jednom grafu zobrazena filtrovaná dechová křivka, ve druhém křivka odpovídající okamžitým hodnotám dechové frekvence. Nad grafy je zobrazena hodnota okamžité dechové frekvence a hodnota průměrné dechové frekvence (označeno žlutě). Na spodním zobrazovači je vidět postupný nárůst dechové frekvence z hodnoty okolo 14 dechů za minutu až na hodnotu kolem 20 – 21 dechů za minutu. Hodnota okamžité dechové frekvence i hodnota průměrné dechové frekvence poté okolo této hodnoty kolísá. Okamžitá hodnota dechové frekvence se v tomto případě rovná přibližně 21 dechům za minutu a průměrná dechová frekvence se pohybuje kolem 19 – 20 dechů za minutu.

Obr. 28 ukazuje jak vypadá filtrovaná dechová křivka při rychlém dýchání. Hodnota okamžité dechové frekvence se zde rovná přibližně 77 dechům za minutu a průměrná hodnota kolísá kolem 70 dechů za minutu.

Na obr. 29 je pro ukázkou v jednom grafu vykreslena dechová křivka spolu s odpovídajícím obdélníkovým signálem (v grafu označen červenou barvou), ze kterého je dále počítána dechová frekvence.



Obrázek 28: Dechová křivka při rychlém dýchání



Obrázek 29: Filtrovaná dechová křivka spolu s obdélníkovým signálem

6.4 Výsledky a zhodnocení

Obvod pro snímání dechové frekvence vytvořený v programovém prostředí LabView, jsme si ověřili v praktickém měření, kdy jsme hodnoty DF vypočtené programem srovnávali s hodnotami, které jsme určili počítáním dechů při kontrole pomocí stopek.

Funkčnost programu jsme si dále ověřovali pro nízkou a vysokou frekvenci dechů. Srovnáváním hodnoty dechové frekvence vypočtené programem s hodnotou, kterou jsme prakticky vypočítali za pomoci stopek, jsme stanovili, že program dechovou frekvenci počítá správně. Hodnoty se při nízké DF takřka shodovaly, při klidném dechu se lišily o pouhé 1 – 2 dechy a při vysoké DF se lišily průměrně o 4 dechy, což mohlo být způsobeno chybou při počítání pomocí stopek, kdy jsme měřili dobu, za kterou proběhne 10 dechů a poté jsme její převrácenou hodnotu vynásobili 60 sekundami a 10 dechy. Chyba tedy mohla být způsobena zpožděným stopnutím stopek a tím špatným odečtením času, za který došlo k 10 dechům nebo také dosažením špatného počtu dechů při počítání (např. přehlédnutím jednoho dechu ve sledované dechové křivce).

Hodnota dechové frekvence, která byla vypočtená programem se při klidném dechu rovnala 14,7 dechů za minutu a při praktickém výpočtu jsme došli k hodnotě 14 dechů za minutu. Při nízké dechové frekvenci program zobrazil hodnotu 8,3 dechů za minutu a při námi provedeném výpočtu se hodnota rovnala 8 dechům za minutu.

V případě, že se na dechové křivce z jakýchkoli příčin objeví rušení, které způsobí nesprávné vytvoření obdélníkového signálu, který je dále zpracováván, může to vyvolat chybu v okamžité hodnotě dechové frekvence. S tím, že tato krátkodobá změna se ve zprůměrovaném výsledku příliš neprojeví. Proto se při mírném zakolísání v dechu může objevit nesprávná vysoká hodnota dechové frekvence.

Při prvním spuštění programu se v grafu, který vykresluje dechovou křivku, objeví přechodný děj, který nemá vliv na funkčnost programu a který po krátké době běhu programu vymizí.

6.5 Praktické využití zařízení

Zařízení, které využívá perličkový termistorový snímač může mít několik možných uplatnění. Pro účely měření dechové frekvence může být snímač použit např. k již zmíněným zátěžovým testům nebo ke krátkodobému monitorování DF. Z poměru doby nádechu a výdechu by snímač mohl sloužit k psychologickým testům. Tvar a provedení snímače bylo zvoleno především kvůli jednoduché konstrukci. Jestliže bychom chtěli provedení snímače upravit např. tak, aby byl termistor umístěn k jedné nosní dírce nebo byl zabudován do masky, podstata konstrukce včetně elektroniky by zůstala zachována.

Vedle měření dechové frekvence může mít tento typ termistoru i jiný způsob využití. Perličkový termistor může být využit např. k bodovému měření teploty, k měření teploty v lidském organismu, dále pak k měření rychlosti a teploty vzduchu u anemometrů, kdy je termistor ochlazován proudícím větrem. Další uplatnění může mít i v automobilovém průmyslu, kdy se pomocí perličkového termistoru může sledovat teplota chladicí kapaliny. Pro uvedené druhy měření by však bylo nutno upravit pracovní podmínky termistoru. Pro bodové měření teploty by termistorem musel protékat takový proud, který by jej neohřál nad teplotu okolí (to jsou proudy řádově desítky μA), naopak termistorový anemometr by vyžadoval ještě jeden termistor (kompenzační), který by sice snímal teplotu okolí, ale neproudil by okolo něj vzduch. Pro měření teploty chladicí kapaliny by muselo být celé čidlo upraveno tak, aby jej chladicí kapalina nepoškodila.

Princip, na kterém je založen termistorový snímač dechové frekvence je tedy v praxi použitelný, ale pro některá měření by bylo nutné upravit jeho tvar a pracovní režim termistoru.

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo nejprve prostudovat jednotlivé možnosti měření dechové frekvence a poté navrhnout a sestavit snímač pro měření dechové frekvence. Zaměřila jsem se na popis struktury zařízení, která jsou k tomuto účelu používána a na princip jakým pracují. Práce se věnuje především dvěma nejdůležitějším metodám, kterými jsou pneumotachografie a impedanční pletysmografie (pneumografie). Jestliže chceme měřit dechovou frekvenci je důležité se zaměřit i na jednotlivé typy snímačů, bez kterých by bylo provádění měření nemožné. Snímače mohou pracovat na odlišných principech, k nejpoužívanějším snímačům pro měření dechové frekvence patří snímače odporové. Metody měření dechové frekvence a jednotlivé typy snímačů jsou v práci podrobně popsány a je jim věnována největší část práce.

Pro snímání dechové frekvence byl navržen senzor, jehož hlavní komponentu tvoří NTC termistor se skleněnou ochrannou vrstvou, který byl zvolen pro své výhodné vlastnosti, zejména kvůli vysoké odolnosti. Proud, který termistorem prochází jsme zvolili tak, aby termistor ohříval nad teplotu okolí, což znamená, že proudícím vzduchem je termistor ochlazován. Navržený obvod pro snímání dechové frekvence byl realizován nejprve na nepájivém poli a poté na univerzálním plošném spoji, kde je zajištěna větší pevnost a stabilita připojených součástek. Výstup obvodu byl použit pro měření frekvence dýchání v programovém prostředí LabView. Signál z výstupu zesilovače byl načten do počítače pomocí měřicí karty od firmy National Instruments. Pro zjednodušení práce se signálem a výpočtu dechové frekvence byla křivka dechové frekvence nejprve filtrována a poté upravena na signál obdélníkový. Program umožňuje zobrazit dechovou křivku, hodnotu okamžité dechové frekvence a hodnotu průměrné dechové frekvence. Vytvořený program je přiložen na CD na zadní straně desek. Po domluvě s vedoucím práce nebyl do programu zahrnut výpočet doby nádechu a výdechu. Záznam dechové frekvence by po malé úpravě programu bylo možné i ukládat a nasnímaná data uchovat pro pozdější vyhodnocení.

Funkčnost zařízení jsme ověřili v praktickém měření, kdy jsme hodnoty dechové frekvence srovnávali s ručním měřením. Rozdíly byly minimální a mohly být způsobeny nepřesnostmi při ručním měření. Na základě toho bylo možno konstatovat, že navržené zařízení funguje správně.

Seznam použité literatury

- [1] BRAVENÝ, P., a kol. *Poznámky k přednáškám z fyziologie 1.díl. 2. přepracované vyd.* Jinočany: H+H, 1992. 180 s. ISBN 80-85467-60-7.
- [2] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie.* Vyd. 20. Praha: Galén, 2005. 890 s. ISBN 80-7262-311-7.
- [3] HRAZDIRA, I.; MORNSTEIN, V. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika.* Vyd. 1. Brno: Neptun, 2001. 396 s. ISBN 80-902896-1-4.
- [4] CHMELAŘ, M. *Lékařská přístrojová technika I.* Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995. 192 s. ISBN 80-85867-63-X.
- [5] CHMELAŘ, M.; DRASTICH, A.; ROZMAN, J. *Lékařská přístrojová technika II.* Vyd. 1. Praha: Nakladatelství technické literatury n. p., 1984. 180 s.
- [6] NEČAS, E., a kol. *Patologická fyziologie orgánových systémů : Část I.* Vyd. 2. Praha: Karolinum, 2009. 379 s. ISBN 978-80-246-1711-4.
- [7] ROZMAN, J., a kol. *Elektronické přístroje v lékařství.* Vyd. 1. Praha: Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [8] TEŘL, M., a kol. *Plicní lékařství.* Vyd. 1. Praha: Karolinum, 2004. 220 s. ISBN 80-246-0820-0.
- [9] ZATLOUKAL, P.; FIALA, P.; VOTRUBA, J., a kol. *Vnitřní lékařství díl IIIa: Pneumologie.* Vyd. 1. Praha: Galén, 2001. 305 s. ISBN 80-7262-091-6.
- [10] PALEČEK, František, a kol. *Patofyziologie dýchání.* Vyd. 1. Praha: Avicenum, 1987. 312 s.
- [11] PLACHETA, Z., a kol. *Zátěžová diagnostika v ambulanci a klinické praxi.* Vyd. 1. Praha: Grada Publishing, 1999. 286 s. ISBN 80-7169-271-9.
- [12] KOLÁŘ, R. *Lékařská diagnostická technika.* Brno: VUT, 2006. 92 s.

- [13] HUBÁLEK, J.; KIZEK, R.; KLOSOVÁ, K. *Chemosenzory a biosenzory*. Brno: VUT, 2007. 69 s.
- [14] HUSÁK, M. *Senzorové systémy*. Praha: ČVUT, 1993. 180 s.
- [15] SILBERNAGL, S.; DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka*. Vyd 3. Praha: Grada Publishing, 2004. 448 s. ISBN 80-247-0630-X.
- [16] SALAJKA, F. *Základní vyšetřovací metody v pneumologii*. Vyd. 1. Brno: Masarykova univerzita, 1996. 43 s. ISBN 80-210-1390-7.
- [17] CHROBÁK, L., a kol. *Propedeutika vnitřního lékařství*. Vyd. 2. Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1309-0.
- [18] VLACH, J., J. HAVLÍČEK a M. VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. Vyd. 1. Praha: BEN - technická literatura, 2008. ISBN 978-80-7300-245-9.
- [19] JOVANOVIĆ, E. Thermistor-based breathing sensor for circadian rhythm evaluation. [online]. [cit. 2011-12-21]. Dostupné z: www.ece.uah.edu/~/rmb01_breathing.pdf
- [20] SMITH, I. Respiratory rate measurement: a comparison of methods. [online]. [cit. 2011-12-21]. Dostupné z: [http://respir8.com/Clinical Studies - Full Study.pdf](http://respir8.com/Clinical%20Studies%20-%20Full%20Study.pdf)
- [21] GUPTA, Amit K. Respiration rate measurement based on impedance pneumography. [online]. 2011 [cit. 2011-12-21]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/an/sbaa181/sbaa181.pdf>
- [22] DAVIDSON, K. G. Measurement of tidal volume by using transthoracic impedance variations in rats. [online]. 1999 [cit. 2011-12-21]. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/86/2/759.abstract>
- [23] Importance of respiratory rate monitoring. [online]. 2010 [cit. 2011-12-21]. Dostupné z: <http://www.kaimedical.com/en/irrm.php>
- [24] Apnea of prematurity. [online]. [cit. 2011-12-21]. Dostupné z: <http://kidshealth.org/parent/medical/lungs/aop.html>
- [25] *Buzzle.com* [online]. 2010-02-26 [cit. 2011-12-04]. Normal Respiratory Rate. Dostupné z: <http://www.buzzle.com/articles/normal-respiratory-rate.html>.

- [26] *Hw.cz* [online]. [cit. 2011-12-03]. Měření teploty - polovodičové odporové senzory teploty. Dostupné z: <<http://www.hw.cz/Teorie-a-praxe/Dokumentace/ART1141-Mereri-teploty---polovodicove-odporove-senzory-teploty.html>>.
- [27] Lecciones de electrónica: Resistores PTC. *Ifent.org*. 1999 [cit. 2011-12-04]. Dostupné z: <http://www.ifent.org/lecciones/PTC/ptc.asp>

Seznam zkratek a symbolů

CNS	Centrální nervový systém
DF	Dechová frekvence
ERV	Expirační rezervní objem
EKG	Elektrokardiografie
FEV ₁	Sekundová vitální kapacita
FRC	Funkční reziduální kapacita
IC	Inspirační kapacita
IRV	Inspirační rezervní objem
NI	National Instruments
OZ	Operační zesilovač
PCO ₂	Parciální tlak oxidu uhličitého
PO ₂	Parciální tlak kyslíku
P _a CO ₂	Arteriální parciální tlak oxidu uhličitého
P _a O ₂	Arteriální parciální tlak kyslíku
P _A CO ₂	Alveolární parciální tlak oxidu uhličitého
P _A O ₂	Alveolární parciální tlak kyslíku
RV	Reziduální objem
TLC	Celková plicní kapacita
VC	Vitální kapacita
VT	Respirační objem