



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

# **Měření hustoty ventilační směsi při umělé plicní ventilaci**

## **Measurement of ventilary mixture density during mechanical ventilation**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Oliver-James Thompson

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Jan Matějka

---

**Kladno 2018**

## Zadání bakalářské práce

Student: **Oliver-James Thompson**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Měření hustoty ventilační směsi při umělé plicní ventilaci**  
Téma anglicky: Measurement of ventilatory mixture density during mechanical ventilation


### Zásady pro vypracování:


Realizujte prototyp senzoru pro měření hustoty ventilační směsi při umělé plicní ventilaci založeném na měření doby letu ultrazvukového vlnění. Navrhnete vhodný způsob kalibrace senzoru a ověříte jeho správnou funkci.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Yunus A. Cengel, John M. Cimbala, Fluid Mechanics: Fundamentals and Applications, ed. First, McGraw-Hill, 2006, ISBN 0-07-247236-7
- [2] H. Toda, The Precise Mechanisms of a High-Speed Ultrasound Gas Sensor and Detecting Human-Specific Lung Gas Exchange, International Journal of Advanced Robotic Systems, ročník 9, číslo 249, 2012
- [3] A. Puttmer, R. Lucklum, B. Henning, P. Hauptmann, Improved ultrasonic density sensor with reduced diffraction influence, Sensors and Actuators A: Physical, ročník 67, číslo 1-3, 1998

Zadání platné do: 11.09.2018  
Vedoucí: Ing. Jan Matějka  
Konzultant: Ing. Václav Ort

  
vedoucí katedry / pracoviště

  
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Měření hustoty ventilační směsi při umělé plicní ventilaci“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalář práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 18. 5. 2018

.....

Oliver-James Thompson

## **PODĚKOVÁNÍ**

Rád bych poděkoval vedoucímu mé práce panu Ing. Janu Matějkovi, za odborné vedení, vstřícnost a trpělivost. Dále bych rád poděkoval panu Ing. Václavu Ortovi za jeho kdy za pomoc při řešení technických záležitostí.

## **ABSTRAKT**

### **Název práce: Měření hustoty ventilační směsi při umělé plicní ventilaci**

Tato bakalářská práce se zabývá měřením hustoty ventilačních směsí. V rámci práce byl navržen senzor schopný tuto hustotu měřit.

Základem práce je navržený prototyp ultrazvukového senzoru, který měří hustotu plynného média na základě měření doby letu ultrazvukového vlnění. Pro možné využití v biomedicíně byl navržen a realizován experiment, kdy byl proměřován O<sub>2</sub>, vzduch, N<sub>2</sub>O, CO<sub>2</sub> a heliox. Naměřené hodnoty byly porovnány hodnotami teoretickými a na základě výsledku lze konstatovat, že byla funkčnost ověřena.

### **Klíčová slova**

Hustota, ultrazvuk, respirační péče

## **ABSTRACT**

**The title of the thesis: Measurement of ventilary mixture density during mechanical ventilation**

This bachelor thesis deals with the density measurement of ventilation mixtures. A sensor designed to measure this density was designed.

The basis of the thesis is a designed prototype of an ultrasonic sensor that measures density of the gaseous medium based on the measurement of the ultrasound time of flight. For the possible use in biomedicine, an experiment was designed and implemented where O<sub>2</sub>, air, N<sub>2</sub>O, CO<sub>2</sub> and a mixture of Helium and Oxygen were measured. The measured values were compared with the theoretical values and based on the results it can be concluded that the functionality was verified.

### **Keywords**

Density, ultrasound, respiratory care

## Obsah

Seznam symbolů a zkratek .....	7
1 Úvod .....	8
1.1 Současný stav .....	8
1.1.1 Ultrazvukové hustoměry .....	9
1.2 Ultrazvuk .....	10
1.2.1 Akustická impedance .....	11
1.2.2 Intenzita ultrazvuku .....	11
1.2.3 Rychlost šíření ultrazvuku v plynech .....	12
2 Metody .....	14
2.1 Senzor pro měření hustoty .....	14
2.1.1 Ultrazvukové měniče .....	15
2.1.2 Budící obvod NE555 .....	16
2.1.3 Operační zesilovač $\mu A741$ .....	20
2.1.4 Duální komparátor KA319 .....	23
2.1.5 Logické hrdlo XNOR .....	24
2.1.6 Integrovní člen .....	26
2.2 Začlenění do patientského okruhu .....	27
2.3 Popis měření .....	31
2.3.1 Měřicí aparatura .....	32
2.3.2 Postup měření .....	32
2.3.3 Kalibrace .....	33
3 Výsledky .....	41
4 Diskuze .....	43
5 Závěr .....	45
6 Seznam použité literatury .....	46

## Seznam symbolů a zkratk

$f$	Hz	frekvence
$T$	s	perioda
$\lambda$	m	vlnová délka
$v$	$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	rychlost šíření ultrazvuku
$Z_A$	$\text{Pa}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$	akustická impedance
$p_{ef}$	Pa	efektivní hodnota tlaku
$v_{ef}$	$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	efektivní hodnota rychlosti
$\rho$	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	hustota
$R$	$\text{J}\cdot\text{K}^{-1}\cdot\text{mol}^{-1}$	univerzální plynová konstanta
$T$	K	termodynamická teplota
$M$	$\text{kg}\cdot\text{mol}^{-1}$	molární hmotnost
$\gamma$	–	Poissonova konstanta
$c_p$	$\text{J}\cdot\text{K}^{-1}\cdot\text{mol}^{-1}$	molární tepelná kapacita při stálém tlaku
$c_v$	$\text{J}\cdot\text{K}^{-1}\cdot\text{mol}^{-1}$	molární tepelná kapacita při stálém objemu
$p$	Pa	tlak
$t_n$	s	doba nabíjení kondenzátoru
$t_v$	s	doba vybíjení kondenzátoru
$R$	$\Omega$	odpor
$C$	F	kapacita kondenzátoru
$U$	V	napětí
$t$	$^{\circ}\text{C}$	teplota



# 1 Úvod

Měření hustoty plynů má široké využití zejména v průmyslu. V odvětví medicíny lze znalosti hustoty plynů využít například při analýze výměny plynů v plicích. Schopnost měřit a analyzovat složení proudících plynů při výměně vzduchu v plicích, lze využít v biomedicíně jako diagnostického prvku. Aplikovat ji lze například u přístrojů zajišťujících umělou plicní ventilaci, kdy je důležité co nejpřesněji simulovat průběh výměny vzduchu v plicích.

Cílem této práce je navrhnout a zrealizovat prototyp ultrazvukového senzoru, který by mohl být využit pro měření hustoty ventilačních směsí při umělé plicní ventilaci, dále navrhnout vhodný způsob kalibrace senzoru a ověřit jeho funkci.

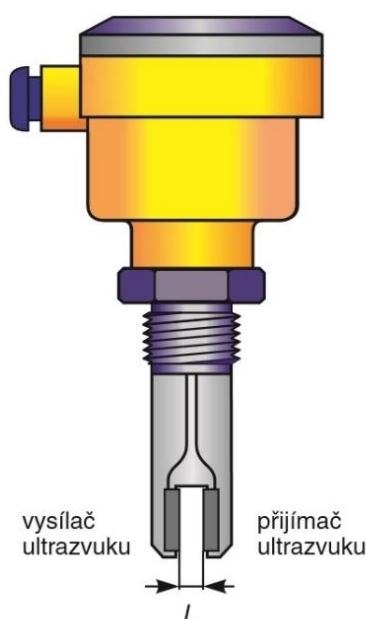
## 1.1 Současný stav

V současné době se měření hustoty plynů využívá zejména v průmyslu. Při řízení technologických procesů se nelze obejít bez měřících přístrojů umožňujících získávání informací o složení surovin, meziproductů, finálních výrobků a různých provozních médií. Hustota patří k základním fyzikálním vlastnostem látek a její znalost může poskytnout informaci využitelnou k určení sledovaného média. Využití metod založených na ultrazvuku stále přibývá, a to nejen v odvětví průmyslu.

V medicíně je využívání ultrazvuku, ať už při terapeutických zákrocích, nebo při diagnostice, obvyklé. V poslední době přibývá stále větší množství výzkumů týkajících se problematiky ultrazvuku. Vzorovým příkladem je kardiologie. S vylepšeními v 3D a 4D interaktivní ultrazvukové technice, získalo předoperační zpracování při výměně nebo opravě katetrizačního ventilu, jednoduchý a neinvazivní nástroj. Terapeutické uplatnění ultrazvuk nachází například i v neurologii. Fokusem ultrazvukem lze dočasně otevřít hematoencefalickou bariéru v lokalizovaných oblastech mozku, což nabízí slibnou cestu pro cílené dodávání léčiva. Tato metoda by také v budoucnosti mohla vést k novým terapeutickým přístupům, při léčení rakoviny mozku. Fokusem ultrazvuk není jediným terapeutickým využitím ultrazvuku. Dalším příkladem je ultrazvuková optická tomografie (UOT), u které se nedávno objevily slibné výsledky při hodnocení saturace krve kyslíkem hlubokých míst, jako je například přední strana myokardu. Ultrazvuk byl také po desetiletí využíván k podpoře intervenčních procedur, kromě těch pevně etablovaných, i těch relativně nových, které získávají na popularitě. Příkladem je vedení vaskulárního katétru nebo endoskopická ultrazvukově naváděná terapeutická intervence [1].

### 1.1.1 Ultrazvukové hustoměry

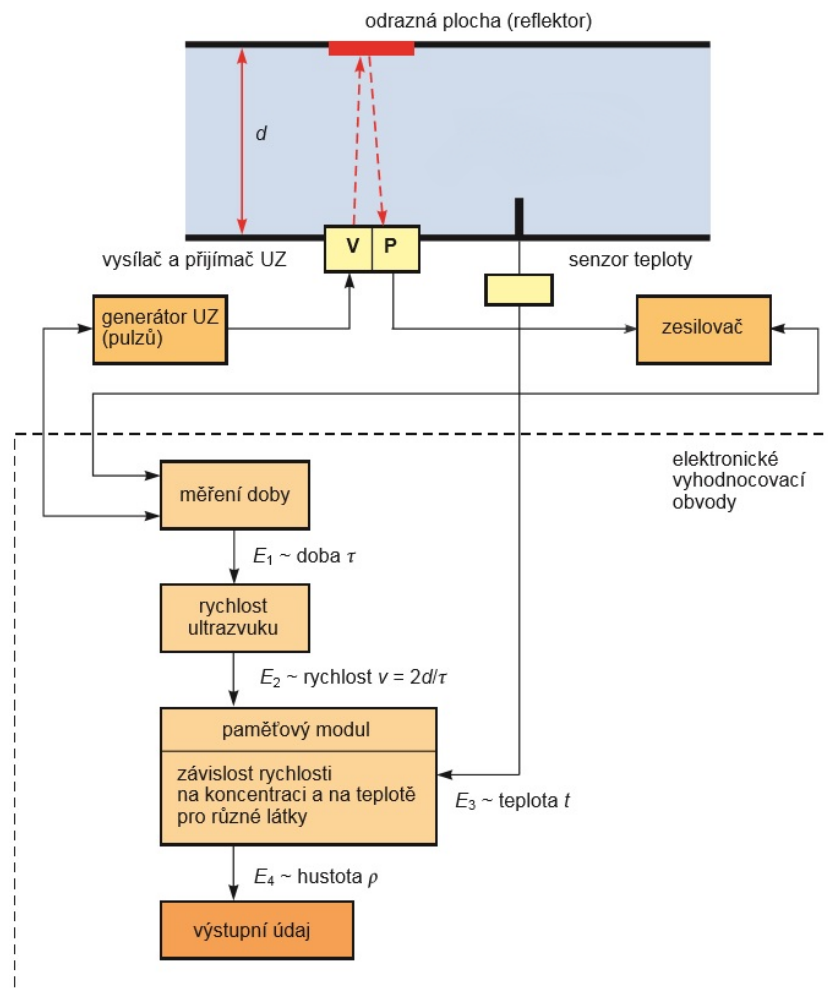
Hojně využívanou metodou se za poslední desetiletí staly ultrazvukové hustoměry. Princip ultrazvukových snímačů je založen na měření rychlosti ultrazvukových vln v měřeném médiu [2]. Základními prvky ultrazvukového snímače hustoty jsou tedy vysílač a přijímač ultrazvuku, které jsou nejčastěji konstruovány na bázi piezoelektrických měničů. Schéma ultrazvukového snímače se nachází na Obrázku 1.1. Integrální součástí hustoty bývá i čidlo teploty, jehož signál je využíván k automatické korekci výstupního signálu. Signál ze snímače je vyhodnocován v převodníku, jehož výstupní signál poskytuje informaci buď o hustotě média, nebo přímo o koncentraci směsi [3].



Obr.1.1 Schéma ultrazvukového snímače [3]

Provozní snímače hustoty bývají dvojího typu: snímače ponorné (určené pro měření v zásobnících) a snímače průtočné. Ultrazvukové snímače hustoty a koncentrace vybavené inteligentními převodníky signálů patří mezi moderní a perspektivní zařízení. Provozní snímače průtočného nebo ponorného typu umožňují měřit rychlost šíření ultrazvuku s přesností 0,1 a 0,01 m/s, což odpovídá přesnosti měření hustoty  $0,001 \text{ g/cm}^3$  [3]. Přesnost je právě jeden z hlavních důvodů, proč nabraly ultrazvukové hustoměry na popularitě. Kromě přesnosti jsou dalšími výhodami například neinvazivní měření, rychlá odezva, nízké energetické náklady, dlouhodobá stabilita a nízké náklady na údržbu, vzhledem k tomu, že se měřící soustava neskládá z pohyblivých článků. K nevýhodám patří například: potřeba přesné znalosti akustických vlastností látky, akustická

transparentnosti látky, složitější zpracování signálu. Schéma zpracování signálu se nachází na Obrázku 1.2 [4].



Obr.1.2 Zpracování signálu v ultrazvukovém snímači hustoty průtočného typu [3]

## 1.2 Ultrazvuk

Zvuk vzniká mechanickou vibrací a prostřednictvím média přenáší energii. Při přenášení ultrazvuku existují části vlny, které jsou stlačené (zvýšení tlaku nebo hustoty) a části, které jsou zředěné (snížení tlaku nebo hustoty). Frekvence těchto mechanických vln je vyšší než 20 kHz a lidským uchem není slyšet.

Ultrazvukové vlnění se šíří prostředím určitou rychlostí a s určitou energií. Tato energie se projevuje např. změnami tlaku. Jedna z důležitých vlastností ultrazvuku je

intenzita vlnění. Vlnění s nízkou hodnotou intenzity má nedestruktivní charakter, což znamená, že neovlivňuje fyzikální ani chemické vlastnosti prostředí, kterým prochází. Tento typ ultrazvuku je označován jako pasivní. Uplatnění nalézá převážně v měření a diagnostice. Naopak vlny s vysokou hodnotou intenzity mají vliv na prostředí, kterým se šíří. Tento typ ultrazvuku je označován jako aktivní. Jeho vlastností se využívá převážně ve výrobě. Například v obrábění, svařování kovů, v elektrotechnice nebo při čištění. Využití ultrazvukové technologie závisí na zdroji ultrazvukového záření a na prostředí, kterým se šíří. Všechna prostředí se vyznačují charakteristickými vlastnostmi, mezi které patří impedance, absorpce a rychlost šíření [5].

Pro popis ultrazvukové vlny lze využít obecných vztahů pro mechanickou vlnu:

$$f = \frac{1}{T}, \quad (1)$$

kde  $f$  (Hz) je frekvence mechanického vlnění a  $T$  (s) jeho perioda.

$$\lambda = \frac{v}{f} = v \cdot T, \quad (2)$$

kde  $\lambda$  (m) je vlnová délka a  $v$  ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) rychlost šíření mechanické vlny.

### 1.2.1 Akustická impedance

Akustická impedance prostředí je dána podílem efektivních hodnot tlaku a rychlosti nebo součinem hustoty prostředí a rychlosti zvuku v daném prostředí.

$$Z_A = \frac{p_{ef}}{v_{ef}} = \rho \cdot v, \quad (3)$$

kde  $Z_A$  ( $\text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ ) je akustická impedance,  $p_{ef}$  (Pa) je efektivní hodnota tlaku,  $v_{ef}$  ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) efektivní hodnota rychlosti,  $\rho$  ( $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ) je hustota prostředí a  $v$  ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) rychlost šíření zvuku v daném prostředí [6].

### 1.2.2 Intenzita ultrazvuku

Intenzita ultrazvukového vlnění klesá se vzrůstající vzdáleností od zdroje. Je to zapříčiněno geometrickými faktory (odraz, lom, ohyb atd.) a absorpcí vlnění.

Geometrické tlumení je zapříčiněno především nehomogenitou prostředí, průchodem různými typy prostředí, délkou vysílané vlny atd. Absorpce vlnění je zapříčiněna vnitřním třením částic, které se v jednotlivých prostředích vyskytují, čímž dochází k přeměně mechanické energie na tepelnou. Tlumení v plynech a kapalinách je způsobeno třemi faktory, a to viskozitou prostředí, vedením tepla a absorpčními mechanismy mezi molekulami [5].

### 1.2.3 Rychlost šíření ultrazvuku v plynech

Rychlost zvuku v plynných médiích závisí na molekulárních a termodynamických vlastnostech jednotlivých složek [7]. Šířením ultrazvukového vlnění dochází ke střídavým změnám tlaku okolního prostředí. U plynných a kapalných látek závisí rychlost šíření na tlaku a hustotě prostředí. V kapalinách a plynech jsou malé mezimolekulární vazby, a tak se těmito typy prostředí šíří pouze podélné vlny, protože proti nim nevzniká smykové napětí. Zhušťování a zředování částic u obou prostředí probíhá bez výměny tepla, tedy adiabaticky. U pevných látek jsou mezimolekulární vazby mnohem vyšší, proto kromě změny tlaku dochází také ke smykovému napětí. Z toho plyne, že pevnou látkou šíří vlny podélně i příčně [5].

Rychlost šíření ultrazvuku v ideálním plynu lze vyjádřit vztahem:

$$v = \sqrt{\frac{\gamma \cdot R \cdot T}{M}}, \quad (4)$$

kde  $v$  ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) je rychlost šíření ultrazvuku,  $R = 8,314 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$  je univerzální plynová konstanta,  $T$  (K) je termodynamická teplota,  $M$  ( $\text{kg} \cdot \text{mol}^{-1}$ ) je molární hmotnost a  $\gamma$  (-) je Poissonova konstanta, kterou vyjadřuje poměr:

$$\gamma = \frac{c_p}{c_v}, \quad (5)$$

kde  $c_p$  ( $\text{J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$ ) je molární tepelná kapacita při stálém tlaku a  $c_v$  ( $\text{J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$ ) je molární tepelná kapacita při stálém objemu. Rychlost ultrazvuku v ideálním plynu je také často vyjádřena tlakem a hustotou plynu, kdy je hustota plynu při známé teplotě a tlaku často odvozena právě z měření rychlosti zvuku:

$$v = \sqrt{\frac{\gamma \cdot p}{\rho}}, \quad (6)$$

kde  $p$  (Pa) je tlak prostředí a  $\rho$  ( $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ) je hustota plynu [8]. Hustotu měřeného plynu lze také určit ze stavové rovnice ideálního plynu:

$$p = \frac{R \cdot T \cdot \rho}{M}, \quad (7)$$

kde  $p$  (Pa) je tlak,  $R = 8,314 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$  je univerzální plynová konstanta,  $T$  (K) je termodynamická teplota a  $M$  ( $\text{kg} \cdot \text{mol}^{-1}$ ) [9].

## 2 Metody

Navržený způsob měření hustoty plyných směsí je založen na principu změny rychlosti šíření ultrazvuku v závislosti na hustotě plynného média, kterým se šíří. Pro přenos ultrazvukového signálu jsou využity dva ultrazvukové měniče v poloze naproti sobě. Zajištěním neměnné vzdálenosti těchto měničů v rámci patientského okruhu lze dosáhnout toho, že doba přenosu signálu je závislá pouze na hustotě plynného média. Změnou hustoty prostředí tak dochází ke změně rychlosti signálu, tedy doby přenosu signálu na přijímač. Tím je na přijímači způsoben fázový posun signálu. Obvod senzoru pak tento signál porovnává s referenčním signálem o stejné frekvenci a vyhodnocuje ho. Klíčová je úprava obou signálů tak, aby bylo možné fázový posun vyhodnocovat pomocí logického členu, kterým je hradlo XNOR. Výstupem hradla XNOR je signál, jehož střída je závislá právě na fázovém posunu přijímaného ultrazvukového signálu. Integrací tohoto signálu je získána hladina napětí, která se mění v závislosti na změně hustoty plynného média.

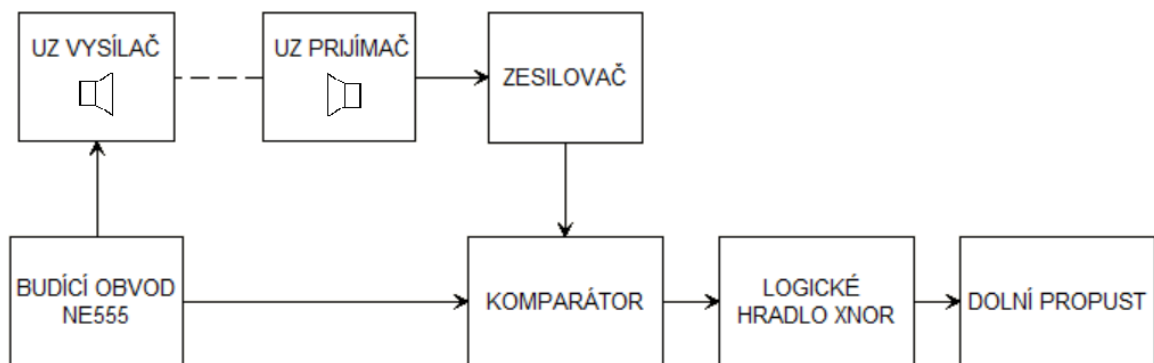
Výstupem senzoru je napětí, které odpovídá nějaké změně hustoty, je tedy třeba senzor kalibrovat pomocí plynů nebo plyných směsí o známé hustotě. V rámci měření jsou naměřeny hodnoty napětí zvolených plynů a plyných směsí o známé hustotě. Tyto hodnoty jsou následně porovnány s hodnotami předpokládanými, které jsou pro jednotlivé plyny určeny na základě jejich hustoty a vzdálenosti ultrazvukových měničů senzoru. Vytvořena je kalibrační křivka, na základě které, jsou dále určeny hustoty z hodnot napětí natlakovaného vzduchu a helioxu. Naměřené hodnoty hustoty jsou následně porovnány s hodnotami skutečnými.

### 2.1 Senzor pro měření hustoty

Navržený senzor využívá závislosti rychlosti šíření ultrazvukových vln na vlastnostech prostředí. Pro přenos ultrazvukového signálu je využito dvou ultrazvukových měničů, které mají při měření konstantní vzdálenost. Doba letu ultrazvukového signálu je určována sledováním posunu jeho fáze na přijímači. K vyhodnocení posunu fáze je využit referenční signál, který má stejnou frekvenci a po dobu měření neměnnou fázi. Zdrojem budicího signálu a signálu referenčního je v rámci senzoru budicí obvod, jehož základní součástí je časovač NE555.

Signál přijímaný ultrazvukovým měničem je značně zeslabený, v první části je potřeba jeho zesílení pomocí operačního zesilovače. Následně je třeba oba signály (přijímaný i referenční) dostat na stejnou hladinu napětí, aby bylo možné signály porovnat logickým členem. Oba signály jsou vedeny do duálního komparátoru, který je

tvoreň dvěma komparátory se společným napájením. Výsledkem jsou dva obdélkové signály, které mají prakticky stejné maximální a minimální napětí. Důležitý je rozdíl fází těchto signálů, ten se projeví na výstupu logického hradla XNOR. V okamžiku, kdy se budou hodnoty napětí rovnat, bude na výstupu hradla log 1, která odpovídá napájecímu napětí. V případě, že se budou napětí porovnávaných signálů lišit, bude na výstupu log 0, tedy nulové napětí. Střída tohoto signálu je tedy funkcí změny hustoty plynného média. Následnou integrací přes integrační člen je dosaženo hladiny napětí, která po kalibraci odpovídá hustotě. Blokové schéma navrženého senzoru se nachází na Obrázku 2.1.



Obr. 2.1 Blokové schéma navrženého senzoru pro měření hustoty ventilační směsi

### 2.1.1 Ultrazvukové měniče

Při tvorbě prototypu senzoru pro měření hustoty byly jako ultrazvukové komponenty zvoleny dva totožné ultrazvukové senzory A-14P20 od firmy Ekulit, zvolený senzor je zobrazen na Obrázku 2.2. Ty mohou v závislosti na zapojení fungovat, buď jako vysílače ultrazvukového signálu, nebo jako jeho přijímače. Hlavními sledovanými parametry při výběru těchto senzorů byla jejich velikost a frekvence, na které pracují. Zvolené senzory mají v průměru 14 mm a na výšku 6 mm. Vhodná velikost byla klíčová z hlediska následného využití v samotném obvodu umělé plicní ventilace. Senzory využívané k přenosu ultrazvukového signálu skrze měřené médium, by měly co nejméně zatěžovat pacientův okruh, jak z hlediska hmotnosti, tak i z hlediska jejich velikosti. Frekvence senzorů je důležitá zejména pro způsob zpracování signálu a jeho následné vyhodnocení. Frekvence zvolených senzorů činí  $40 \pm 1$  kHz, což je obvyklá hodnota pro ultrazvukové senzory tohoto typu a pro zvolenou metodu je adekvátní. Pro měření je využita konfigurace těchto dvou senzorů proti sobě, kdy jsou vysílací a přijímací plocha vůči sobě v rovnoběžné poloze, a to z toho důvodu, aby došlo



k minimálnímu tlumení přenášeného signálu. Senzory A-14P20 mají každý dva piny vstup/výstup a zem.



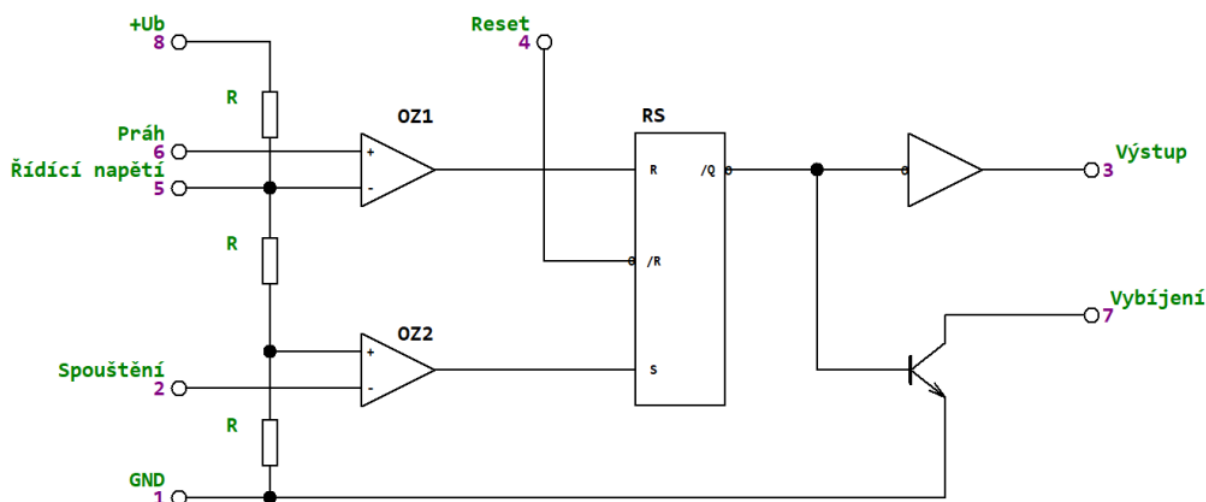
*Obr. 2.2 Ultrazvukový měnič A-14P20 [10]*

### **2.1.2 Budící obvod NE555**

Budící obvod má v rámci senzoru dvě úlohy. V první řadě má tvořit signál, kterým jsou buzeny ultrazvukové měniče. Je tedy zdrojem signálu o určité frekvenci a určitém napětí, který je přiváděn na ultrazvukový vysílač. Dále má tento tvořený signál funkci signálu referenčního, kdy je využit k vyhodnocení posunu fáze přijímaného signálu na ultrazvukovém přijímači.

Jako základní článek budícího obvodu byl zvolen integrovaný obvod NE555, který je známý jako analogový časovač. Jedná se o hojně využívanou univerzální součástku, která má mnoho variant zapojení. Zvolena byla kvůli možnostem zapojení jako generátoru obdélníkového signálu s možností ovládní frekvence a střídy pomocí externích součástek. S ohledem na jednoduché zapojení se jedná o vhodnou součástku pro navržené měření.

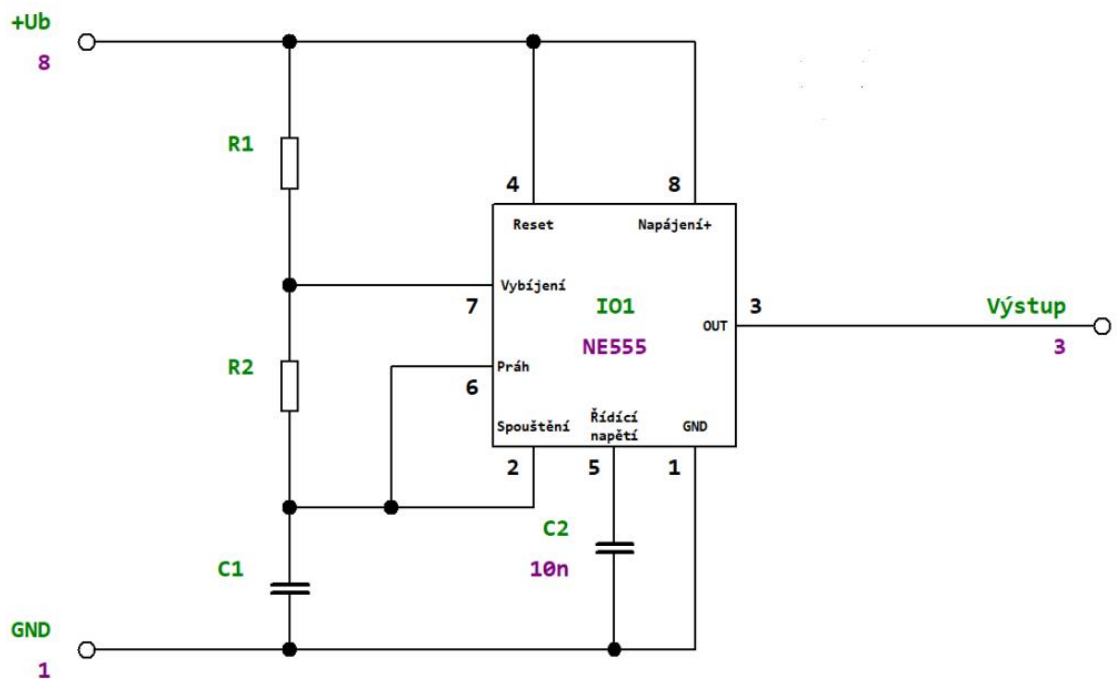
Schéma vnitřní struktury integrovaného obvodu NE555 se nachází na Obrázku 2.3. Základem obvodu je odporový dělič tvořený třemi rezistory o hodnotě odporu  $5k\Omega$ , který dělí napájecí napětí na dvě úrovně, a to na  $1/3$  a  $2/3$  napájecího napětí. Dále dva napěťové komparátory, klopný obvod RS, výstupní invertor a vybíjecí tranzistor [11].



Obr. 2.3 Schéma vnitřní struktury integrovaného obvodu NE555 [11]

Napájecí napětí přivedené na pin č. 8 se rozdělí na třetiny, čímž nastaví spouštěcí úroveň operačních zesilovačů OZ1 ( $2/3$  napájecího napětí) a OZ2 ( $1/3$  napájecího napětí). Vstupem „Řídicí napětí“ (pin č. 5) lze tyto úrovně měnit. Klesne-li napětí na vstupu „Spouštění“ (pin č. 2) pod referenční hodnotu (běžně  $1/3$  napájecího napětí) otevře se OZ2, který sepne klopný obvod. Na výstupu invertoru, a tedy i na výstupu obvodu (pin č. 3) se objeví log. 1. Naopak, stoupne-li napětí na vstupu „Práh“ (pin č. 6) nad referenční hodnotu (běžně  $2/3$  napájecího napětí) otevře se OZ1, který vypne klopný obvod. Na výstupu obvodu je logická 0. Výstup z klopného obvodu ovládá nejen výstup (pin č. 3), ale je k němu připojen i tzv. vybíjecí tranzistor. Pokud je na výstupu obvodu logická 0, je tranzistor otevřen a jeho emitor je připojen ke GND. Tohoto tranzistoru se využívá u astabilních klopných obvodů, kde automaticky vybíjí kondenzátor [11].

Vstup č.5 slouží ke změně úrovní komparátorů. Často ho není potřeba, a tak se zapojuje přes kondenzátor malé kapacity proti zemi. Kondenzátor pak slouží k filtrování napájecího napětí a může zvyšovat stabilitu obvodu [11].



Obr. 2.4 Schéma zapojení integrovaného obvodu NE555 v astabilním oscilačním režimu [11]

Jedno z možných zapojení je znázorněno na Obrázku 2.4, jedná se o astabilní oscilátor. Spojením pinů č.2 a č.6 je dosaženo opětovného spouštění obvodu na konci každého cyklu, což umožňuje obvodu pracovat jako oscilátor. Během každého cyklu se kondenzátor  $C_1$  nabíjí skrz rezistory  $R_1$  a  $R_2$ , ale vybíjí se pouze přes rezistor  $R_2$ , který je připojen k pinu č.7, tedy k vybití. Kondenzátor se nabíjí až do úrovně  $2/3$  vstupního napětí (horní hranice komparátoru) a vybíjí do úrovně  $1/3$  vstupního napětí (dolní hranice komparátoru). Výsledkem je výstupní signál, jehož úroveň napětí střídá hladiny logická 0 a logická 1. Časové periody výstupu "zapnuto" a "vypnuto" jsou určeny kombinacemi kondenzátoru a odporu [12]

Rovnice vyjadřující dobu nabíjení a vybíjení kondenzátoru  $C_1$ :

$$t_n = 0,693 \cdot (R_1 + R_2) \cdot C_1, \quad (8)$$

$$t_v = 0,693 \cdot R_2 \cdot C_1, \quad (9)$$

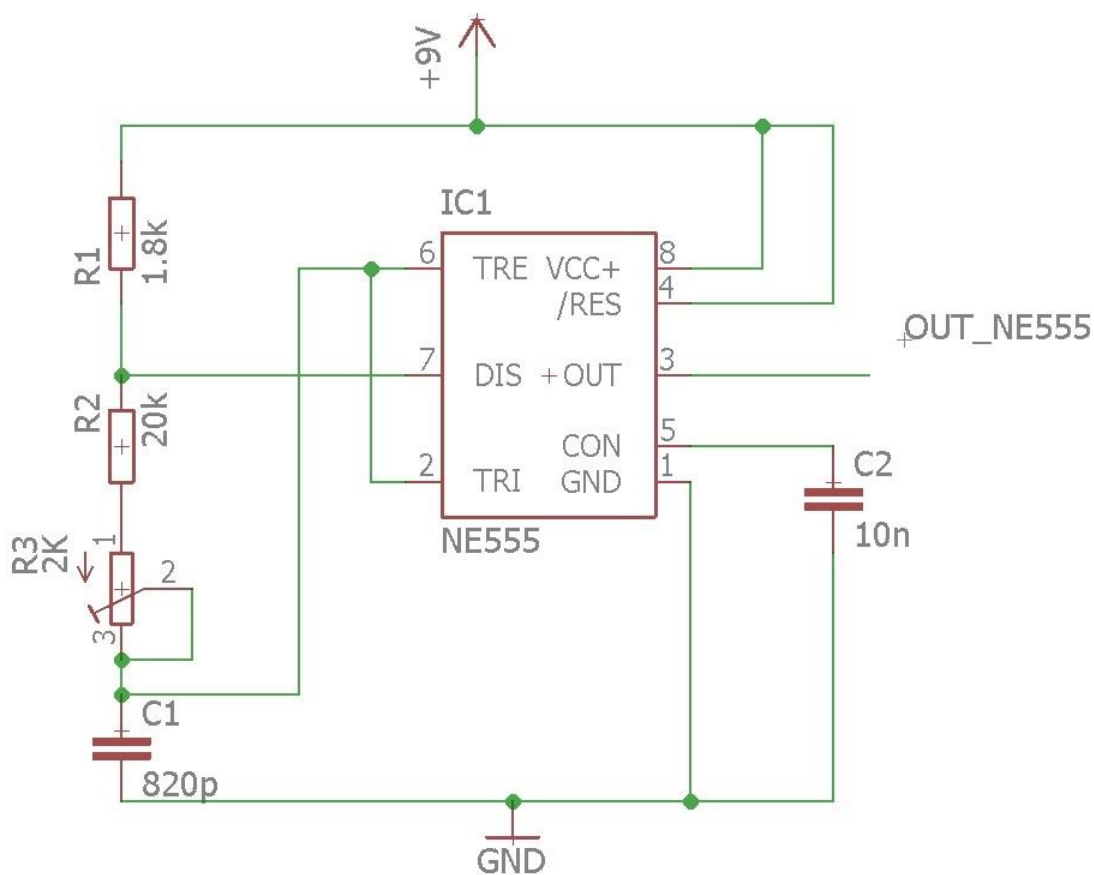
kde  $t_n$  (s) je dobu nabíjení kondenzátoru,  $t_v$  (s) je doba vybíjení kondenzátoru,  $R_1$  a  $R_2$  ( $\Omega$ ) jsou odpory rezistorů a  $C_1$  (F) je kapacita kondenzátoru.

Rovnice vyjadřující periodu a frekvenci tvořeného obdélníkového signálu:

$$T = t_n + t_v = 0,693 \cdot (R_1 + 2R_2) \cdot C_1, \quad (10)$$

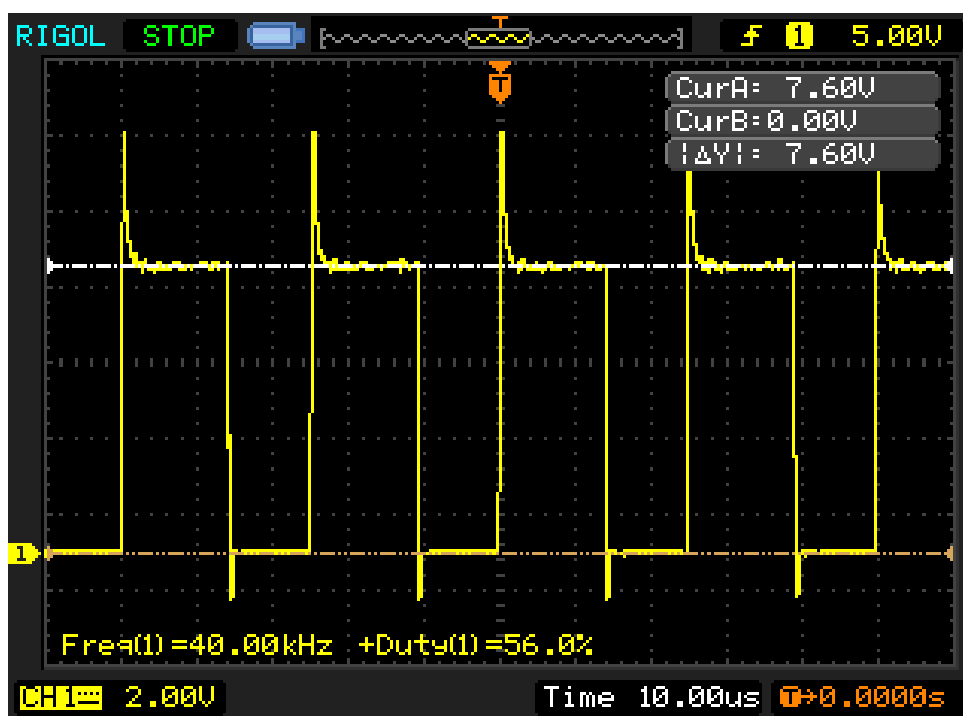
$$f = \frac{1}{T} = \frac{1,44}{(R_1 + 2R_2) \cdot C_1}, \quad (11)$$

kde  $T$  (s) je perioda obdélníkového signálu a  $f$  (Hz) je jeho frekvence [12].



Obr. 2.5 Schéma budícího obvodu navrženého senzoru

Pro uskutečnění prototypu senzoru bylo zvoleno zapojení v astabilním oscilačním režimu. Schéma zvoleného zapojení je znázorněno na Obrázku 2.5. Cílem zvoleného budícího obvodu je vytvářet obdélníkový signál o frekvenci 40 kHz a střídě co nejlépe poměru 1:1. Hodnoty externích součástek byly zvoleny na základě rovnic (8), (9), (10) a (11) a na základě testování pomocí nepájivého pole. Nejprve byla zvolena hodnota kapacity kondenzátoru  $C_1$ , která činila 820 pF. Dále byly určeny vhodné rezistory, a to  $R_1$  o hodnotě odporu 1,8 k $\Omega$  a  $R_2$  o hodnotě 20 k $\Omega$ . K rezistoru  $R_2$  byl pro možnost přesné úpravy frekvence sériově zapojen vysokootáčkový potenciometr o maximální hodnotě odporu 2 k $\Omega$ . Kondenzátor  $C_2$  o kapacitě 10 nF byl použit jako stabilizační člen obvodu. Výstupní signál tvořený zvoleným zapojením budícího obvodu NE555, při napájecím napětí 9 V, je znázorněn na Obrázku 2.6.

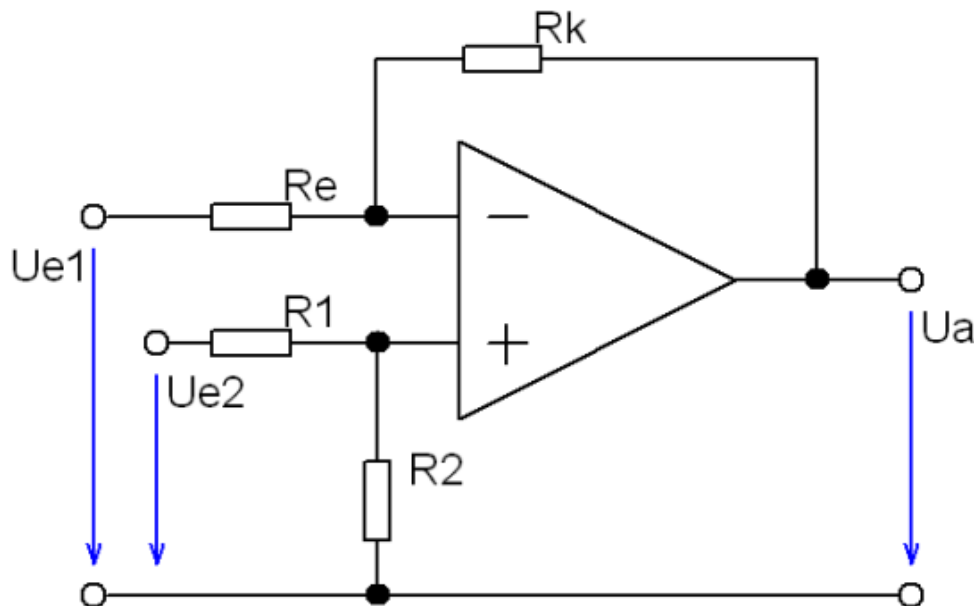


Obr. 2.5 Signál tvořený budícím obvodem NE555

### 2.1.3 Operační zesilovač $\mu A741$

Operační zesilovač je v rámci obvodu přímo za ultrazvukovým přijímačem a z důvodu značného tlumení signálu je začleněn dvakrát. Tlumení signálu způsobuje na

ultrazvukovém přijímači signál o amplitudě v řádech mV. Takto nízké napětí by vzhledem k citlivosti komparátoru mohlo být zkresleno vlivem šumu. Pro vhodné parametry byly zvoleny zesilovače  $\mu A741$  od firmy Texas Instruments. Při výběru bylo důležité, aby byly zesilovače dostatečně rychlé pro zpracování signálu o frekvenci  $40 \pm 1$  kHz, a dále byla z důvodu nízké amplitudy vstupního signálu klíčová citlivost jejich vstupu. Oba zesilovače byly zapojeny jako zesilovače diferenciální, zapojení diferenciálního zesilovače je znázorněno na Obrázku 2.7.

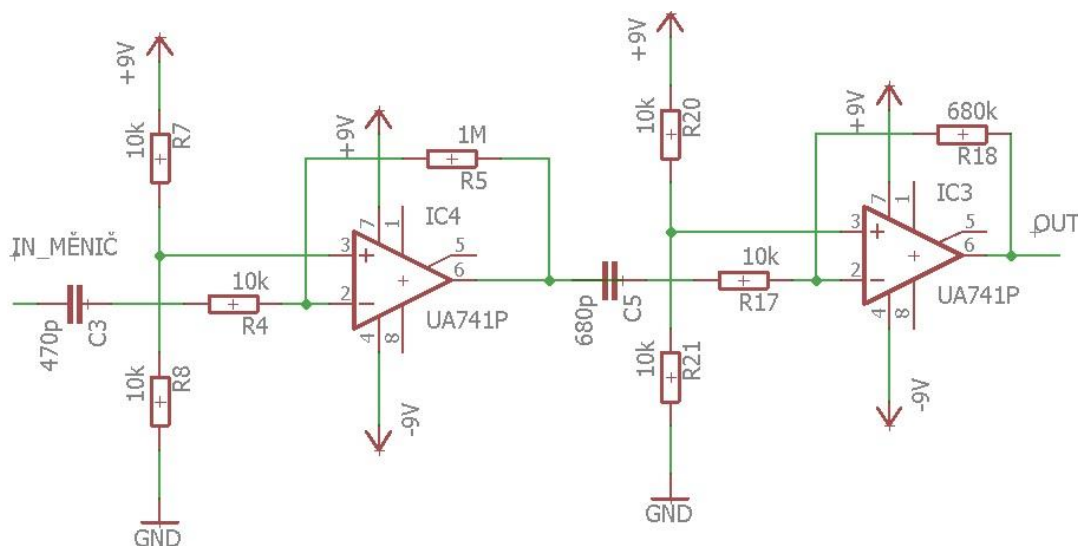


Obr. 2.7 Schéma zapojení diferenciálního zesilovače [13]

Rovnice vyjadřující zesílení diferenciálního zesilovače:

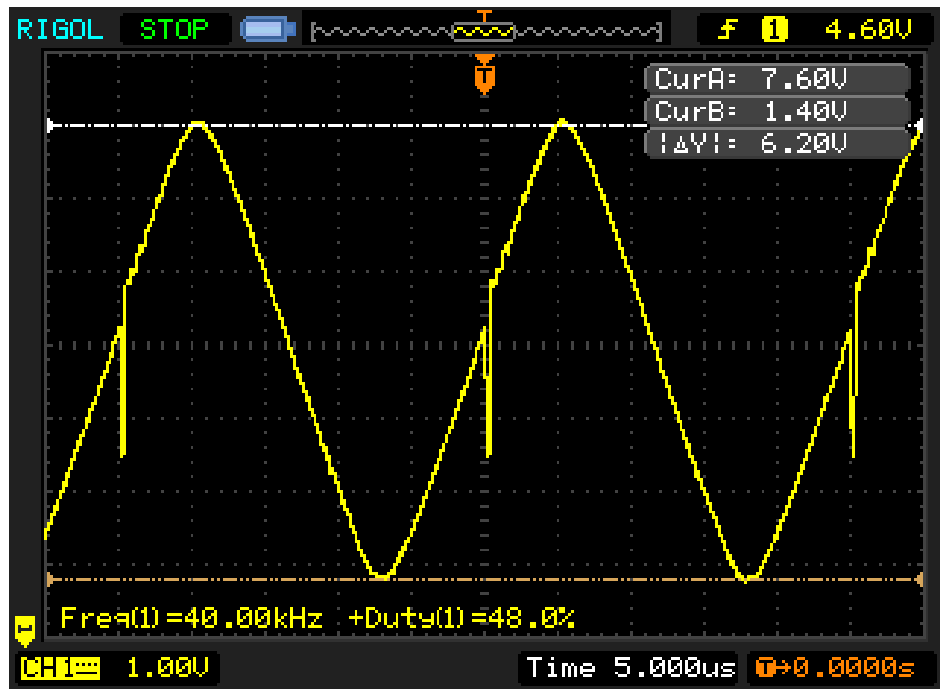
$$U_a = (U_{e2} - U_{e1}) \cdot \frac{R_k}{R_e}, \quad (12)$$

kde  $U_a$  (V) je výstupní napětí diferenciálního zesilovače,  $U_{e1}$  (V) je napětí na invertujícím vstupu diferenciálního zesilovače,  $U_{e2}$  (V) je napětí na neinvertujícím vstupu diferenciálního zesilovače,  $R_k$  ( $\Omega$ ) je odpor rezistoru na zpětné vazbě vedoucí do invertujícího vstupu a  $R_e$  ( $\Omega$ ) je odpor na invertujícím vstupu [13].



Obr.2.8 Schéma vnitřní struktury integrovaného obvodu NE555

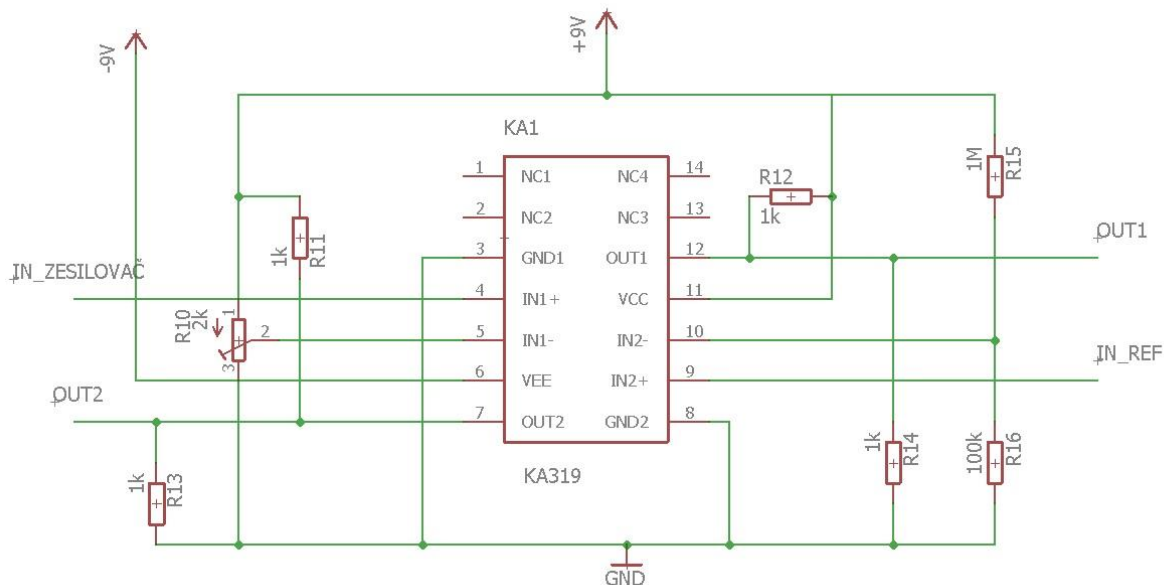
Aby bylo dosaženo dostatečného zesílení, jsou operační zesilovače zapojeny jako zesilovače diferenciální. Jejich zapojení je znázorněno na Obrázku 2.8. Hodnoty odporů využitých při zapojení byly určeny dle rovnice (12), která definují zesílení diferenciálního zesilovače. Dvojice rezistorů  $R_7$  (10 k $\Omega$ ) a  $R_8$  (10 k $\Omega$ ), stejně jako  $R_{20}$  (10 k $\Omega$ ) a  $R_{21}$  (10 k $\Omega$ ), tvoří odporový dělič, který zajišťuje na neinvertujících vstupech napětí o hodnotě přibližně 4,5 V. Hodnota odporu rezistorů  $R_4$  a  $R_{17}$ , které jsou na invertujících vstupech operačních zesilovačů, činí 10 k $\Omega$ . Hodnota odporu rezistorů  $R_5$  na zpětné vazbě do invertujícího vstup prvního zesilovače činí 1 M $\Omega$ , zesilovač druhý má zapojen rezistor  $R_{18}$  o hodnotě 680 k $\Omega$ . Kondenzátory  $C_3$  a  $C_5$ , o hodnotě kapacity 470 pF, respektive 680 pF, jsou využity k filtraci stejnosměrné složky napětí. Výběr součástek byl také ovlivněn napájecím napětím  $\pm 9$  V. V případě, že by bylo zesílení příliš velké, by mohlo dojít ke zkreslení výstupního signálu, vlivem omezení napájecího napětí. Zesílený ultrazvukový signál se nachází na Obrázku 2.9. Patrná deformace sinusového signálu nemá na měření vliv, klíčová je frekvence, který je činí stále 40 kHz. Posun isolinie signálu je na vstupu komparátoru kompenzován referenčním napětím.



Obr. 2.9. Zesílený ultrazvukový signál

### 2.1.4 Duální komparátor KA319

Dalším členem obvodu je duální komparátor, který plní funkci úpravy signálu. Zvolen byl duální komparátor KA319 od firmy Fairchild. Skládá se ze dvou identických komparátorů napájených stejným napětím. Výstupní signály tak mají stejné napěťové hladiny, což značně zjednodušuje následné porovnání signálů pomocí logického členu.





### *Obr. 2.10 Schéma zapojení duálního komparátoru KA319*

Schéma použitého zapojení se nachází na Obrázku 2.10. Na neinvertující vstup (pin č.4) prvního komparátoru je přiveden zesílený ultrazvukový signál (Obrázek 2.9), jedná se o deformovaný sinusový signál o amplitudě řádově jednotek voltů. Amplituda závisí na míře tlumení signálu při přenosu mezi ultrazvukovými měniči. Na invertující vstup prvního komparátoru (pin č.5) je přivedeno referenční napětí o hodnotě blízké se 4,5 V. Důvodem je kompenzace posunuté isolinie ultrazvukového signálu tak, aby střída výstupního signálu činila 50 %. Využit byl potenciometr, který je zapojen jako odporový dělič s poměrem odporů 1:1. Na výstupu (pin č.12) se tvoří obdélníkový signál o stejné frekvenci jako je vstupní ultrazvukový signál, tedy frekvenci o hodnotě 40 kHz. Vrchní hladina výstupního napětí se blíží kladnému napájecímu napětí komparátoru a dolní hladina napětí je blízká 0 V.

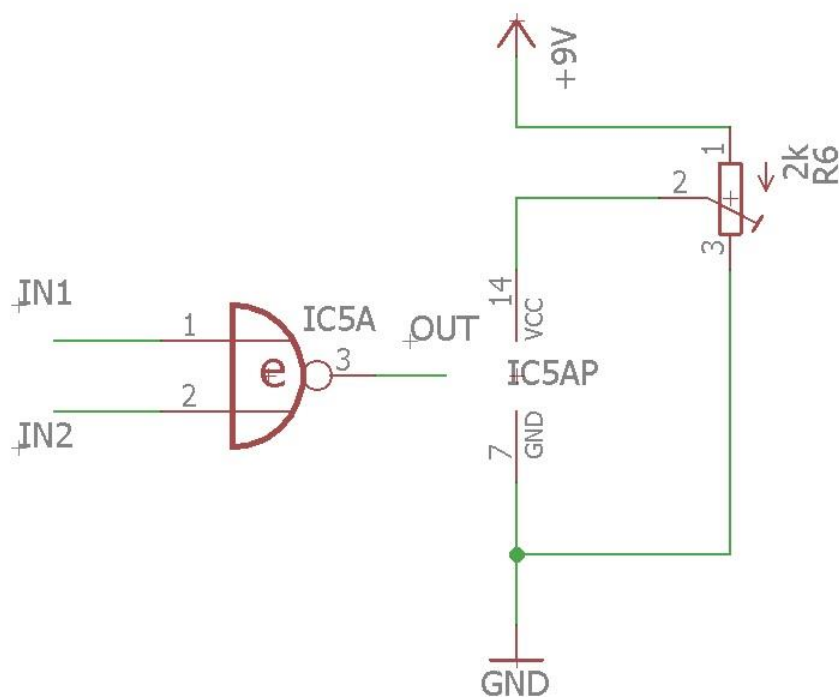
Na neinvertující vstup druhého komparátoru (pin č.9) je přiváděn referenční signál tvořený budícím obvodem NE555. Jedná se tedy o obdélníkový signál o nastavené frekvenci 40 kHz. Na invertující vstup (pin č.10) je přiváděno napětí o hodnotě 0,8 V. To je zajištěno odporovým děličem, který je tvořen rezistorem  $R_{15}$  o hodnotě odporu 1 M $\Omega$  a rezistorem  $R_{16}$  o hodnotě odporu 100 k $\Omega$ . Vzhledem k tomu, že je na neinvertujícím vstupu obdélníkový signál, stačí aby se hodnota referenčního napětí na invertujícím vstupu pohybovala v rozmezí amplitudy obdélníkového signálu, tak aby na výstupu docházelo k překlápění komparátoru mezi vysokou a nízkou hodnotou napětí. Tato podmínka byla splněna. Parametry výstupu jsou stejné jako u prvního komparátoru, s výjimkou fáze, která může být odlišná.

Vzhledem k maximálním vstupním hodnotám následujícího logického členu XNOR, bylo zapotřebí snížit maximální hodnotu napětí obou výstupních signálu. To zajišťují 1 k $\Omega$  rezistory  $R_{13}$  a  $R_{14}$ . Rezistory  $R_{11}$  a  $R_{12}$  zajišťují minimální potřebné napětí, které je třeba přivést na výstupy komparátorů pro to, aby se výstupy otevřely. Jedná se o vlastnost využívané součástky KA319, která je popsána v datovém listu.

### **2.1.5 Logické hrdlo XNOR**

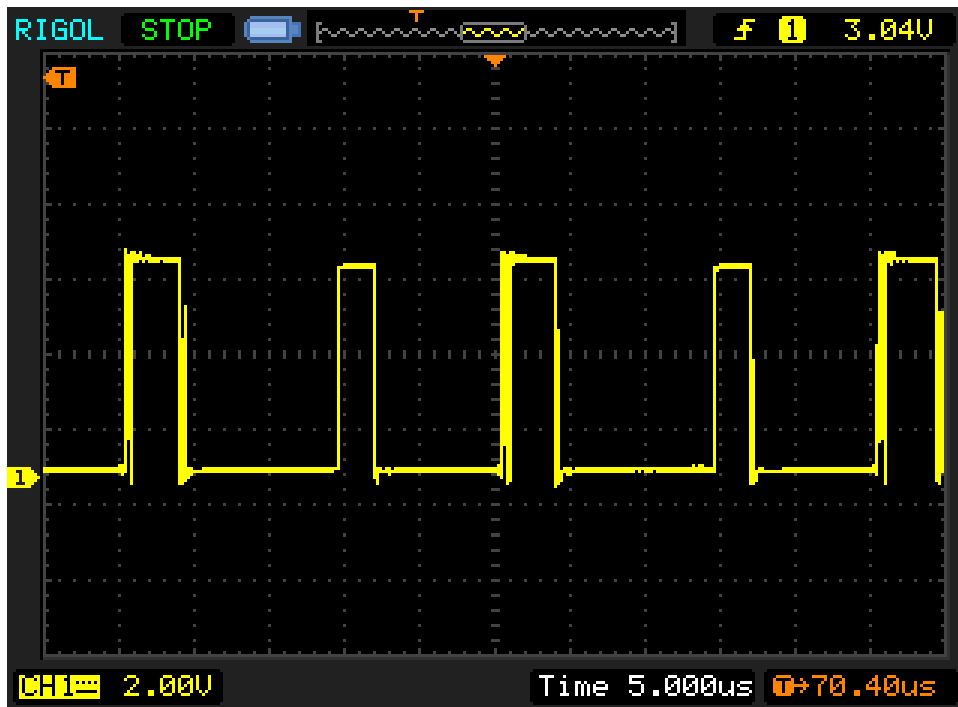
Logické hradlo XNOR bylo zvoleno, aby plnilo funkci fázového detektoru. Na vstup jsou přiváděny dva obdélníkové signály o přibližně stejných hladinách napětí a o stejné frekvenci. Logické hradlo XNOR má na výstupu logickou 1, tedy přibližně hodnotu napájecího napětí, jen v případě, že jsou napětí na vstupech shodná. Pokud se na vstupech napětí liší, na výstupu je logická 0. Výsledkem je obdélníkový signál, jehož střída je závislá na fázovém rozdílu vstupních signálů. Využito bylo hradlo SN74HC86N

od firmy Texas Instruments. Vzhledem k maximálnímu možnému napájecímu napětí 6 V, bylo využito 2 k $\Omega$  potenciometru, jako odporového děliče. Výstupní signál nabývá hodnot 6 V a 0 V. Schéma zapojení logického hradla XNOR je zobrazeno na Obrázku 2.11.



Obr. 2.11. Schéma zapojení logického hradla XNOR

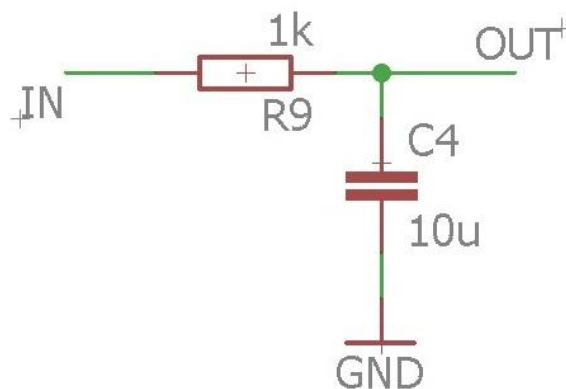
Samotné hradlo XNOR lze nahradit i jinými logickými členy, které splňují tuto funkci. Příklad výstupního signálu je znázorněn na Obrázku 2.12.



Obr. 2.12 Příklad výstupního signálu logického hradla XNOR ( $O_2$ )

### 2.1.6 Integrovní člen

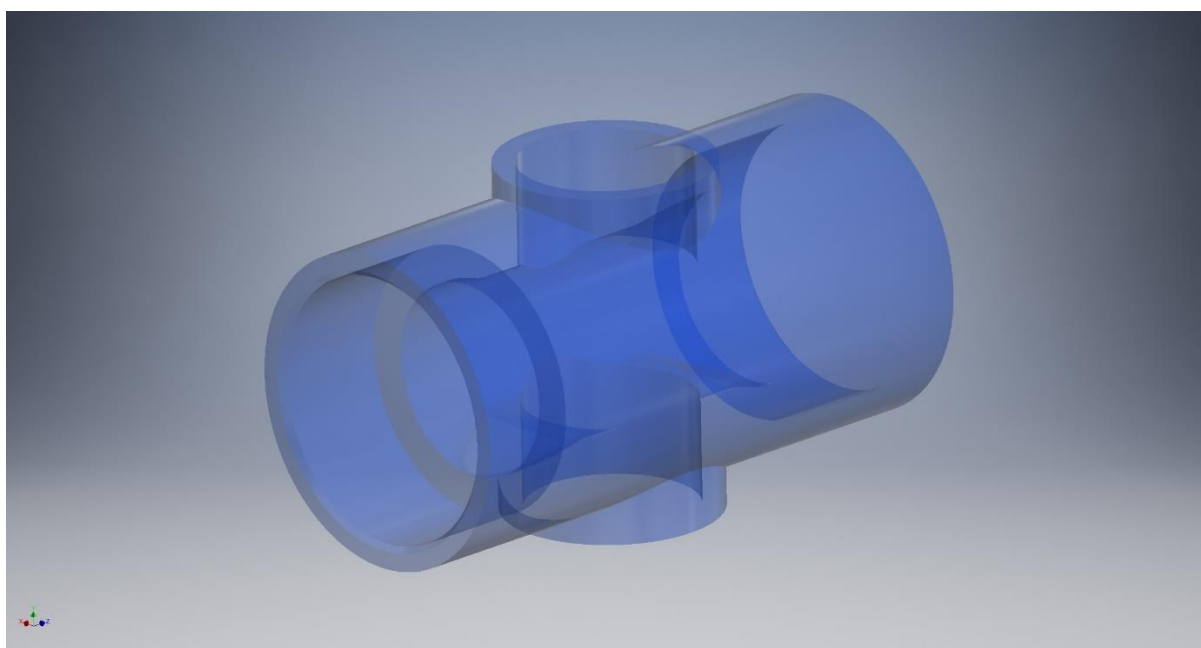
Konečným prvkem navrženého senzoru je integrovní člen, jehož funkce spočívá v integraci výsledného obdélníkového signálu. Tím je získána hodnota napětí, která odpovídá míře změny fáze ultrazvukového signálu. Tento člen se skládá z rezistoru ( $1\text{ k}\Omega$ ) a kondenzátoru ( $10\text{ }\mu\text{F}$ ) zapojených jako dolní propust, zapojení je znázorněno na Obrázku 2.13.



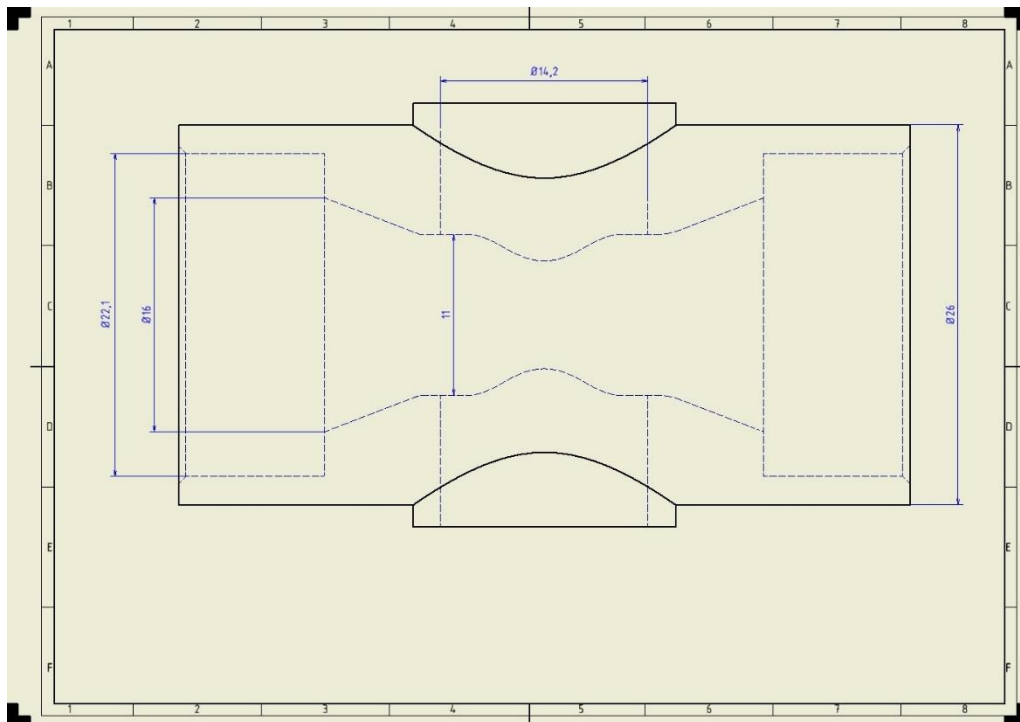
Obr. 2.13 Schéma zapojení filtru dolní propust

## 2.2 Začlenění do patientského okruhu

Pro možnost měření v rámci patientského okruhu při umělé plicní ventilaci byl navržen nástavec, do kterého lze senzory vsunout. Tento nástavec by měl společně s ultrazvukovými měniči způsobovat co nejmenší možné zatížení okruhu, a to jak rozměrem, tak hmotností. Klíčové bylo také zajistit, aby vzájemná poloha ultrazvukových senzorů byla neměnná. Toho bylo docíleno nastavením vhodných parametrů nástavce a přidáním držáků pro samotné ultrazvukové měniče. Nástavec společně s držákem ultrazvukového měniče byl navržen v programu Autodesk Inventor, návrhy jsou znázorněny na Obrázku 2.14, 2.15 a 2.16.



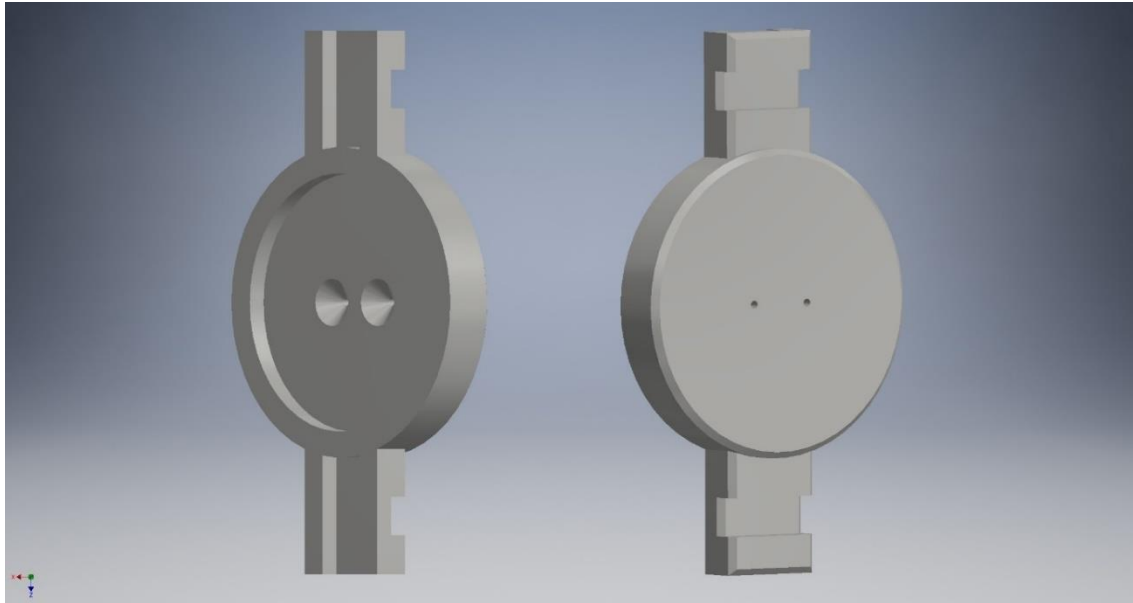
*Obr. 2.14 Návrh tvaru nástavce pro ultrazvukové měniče*



Obr. 2.15 Návrh klíčových rozměrů nástavce pro ultrazvukové měniče

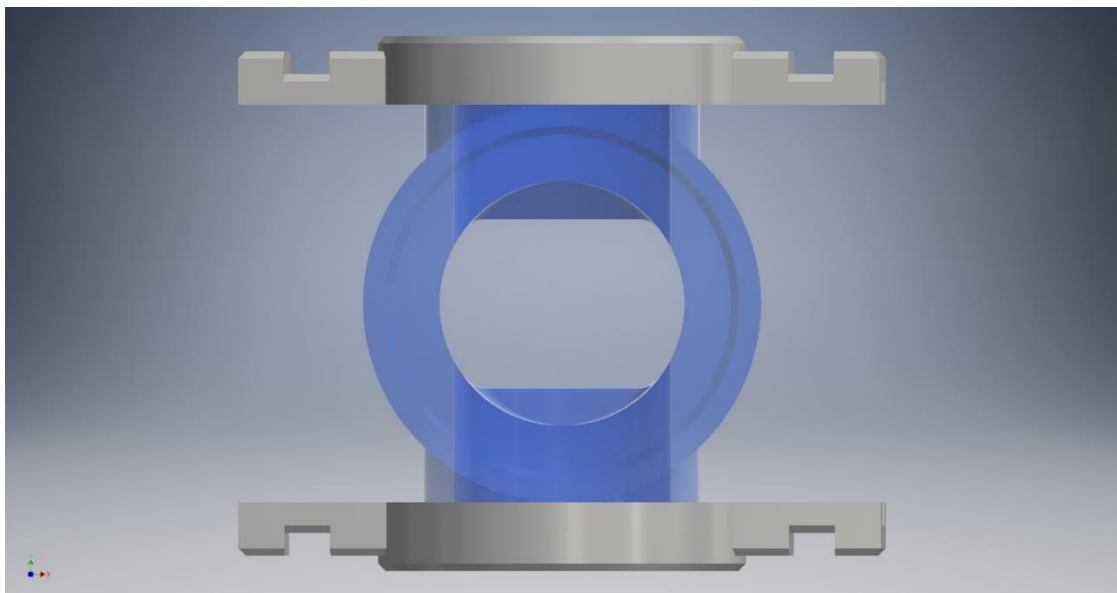
Navržený nástavec je ve tvaru trubice, která má podélně dva menší cylindrické otvory na vložení ultrazvukových měničů. Protože průměr ploch využívaných měničů činí 14 mm, byl pro jejich snadné vložení zvolen průměr otvorů 14,2 mm. Výška vnější části těchto otvorů byla zvolena tak, aby po vložení měničů s držáky byla vzdálenost vysílací a přijímací plochy přesně 11 mm. Úpravou tohoto parametru lze modelovat nástavce umožňující měření i na jiných vzdálenostech

Parametry vstupního a výstupního otvoru byly určeny na základě běžných parametrů okruhu pacienta. Jedná se o kruhové otvory, jejichž větší vnitřní průměr činí 22,1 mm a menší vnitřní průměr je 16 mm. Do otvorů tedy pasuje běžně využívaná trubice o vnějším průměru 22 mm a vnitřním průměru 16 mm, nástavec s touto trubicí je zobrazen na Obrázku 2.20.

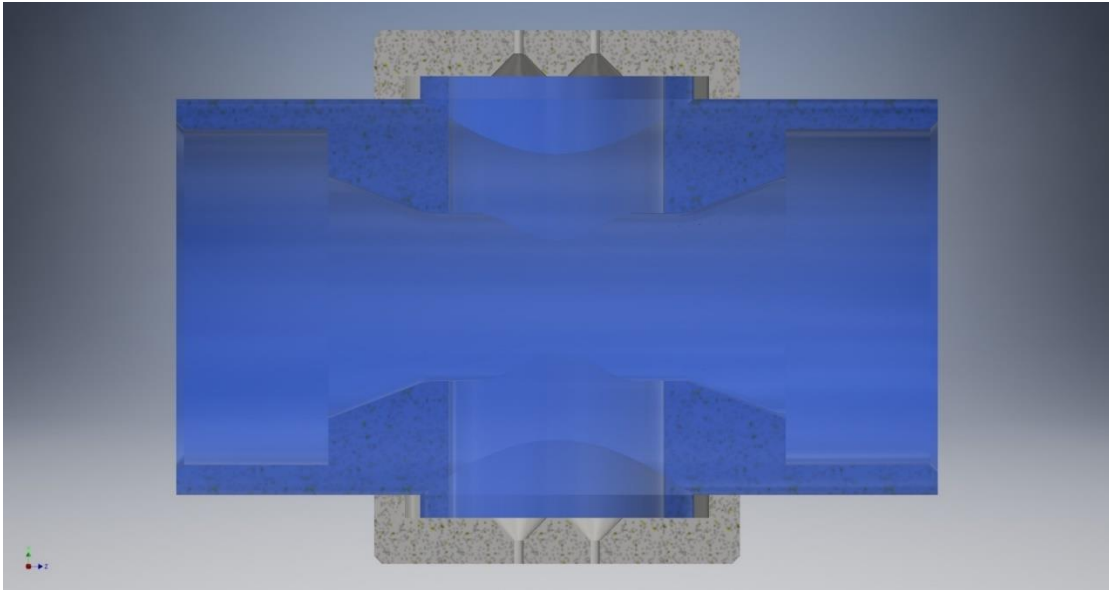


*Obr 2.16 Návrh držáků pro ultrazvukové měniče*

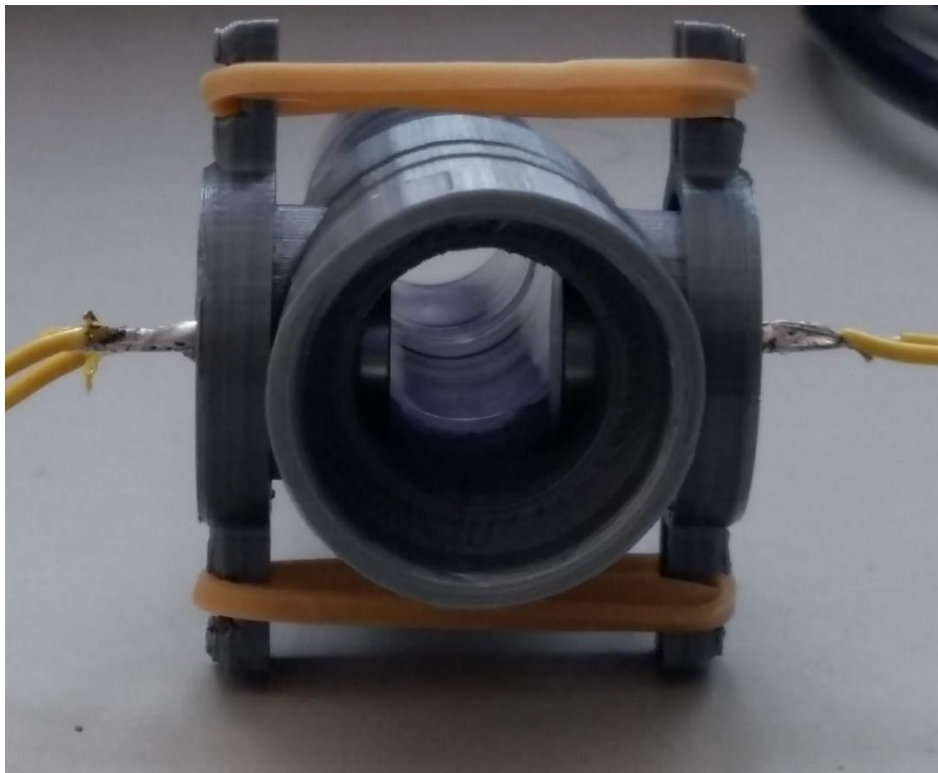
Držáky ultrazvukových měničů byly navrženy tak, aby do nich bylo možné měniče zasadit a následně z druhé strany připájet vodiče. Obsahují malé díry ve vzdálenosti pinů na měničích, jak je vidět na Obrázku 2.16. Kromě dvou otvorů na piny je součástí držáku i dvojice trnů s výřezy. Ty lze využít k připevnění držáků k nástavci. Pro řešení prototypu byly zvoleny kancelářské gumičky. Zrealizovaný model se začleněnými ultrazvukovými měniči se nachází na Obrázku 2.19 a 2.20.



*Obr. 2.17 Řez navržené soustavy pro začlenění ultrazvukových měničů do obvodu pacienta*



*Obr. 2.18 Řez navržené soustavy pro začlenění ultrazvukových měničů do obvodu pacienta*



*Obr. 2.19 Zrealizovaný model soustavy pro začlenění ultrazvukových měničů do okruhu pacienta*



*Obr. 2.20. Zrealizovaný model soustavy pro začlenění ultrazvukových měničů do okruhu pacienta*

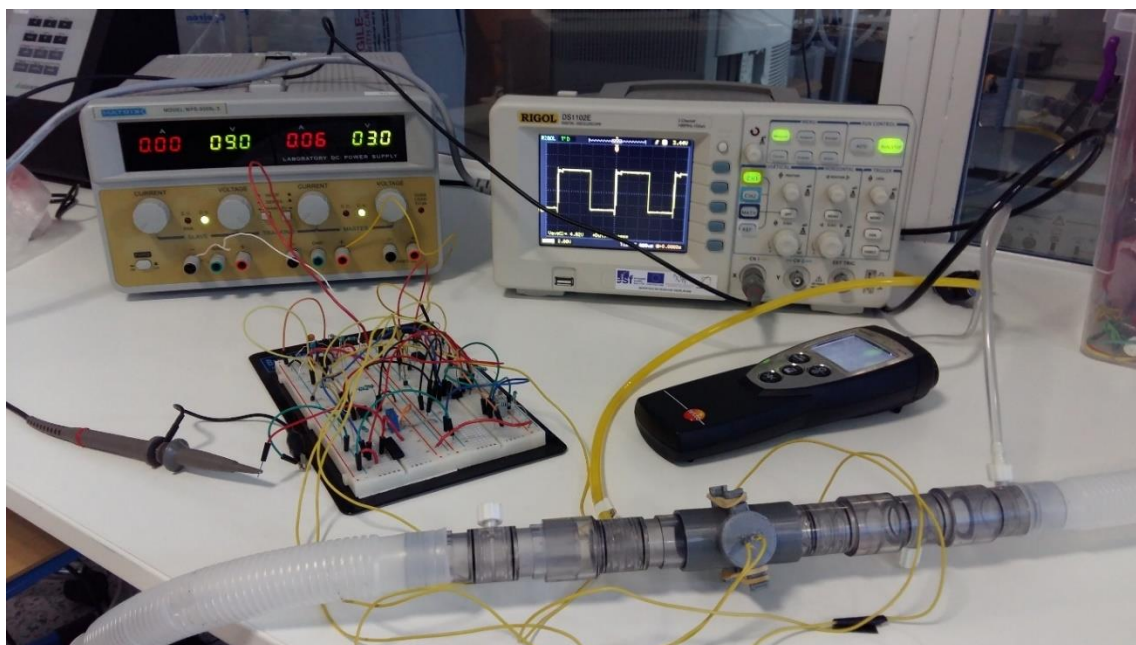
### **2.3 Popis měření**

Cílem měření bylo ověření funkčnosti prototypu senzoru na měření hustoty ventilačních směsí, založeného na měření doby přenosu ultrazvukového vlnění. Pro měření byly zvoleny tyto plyny a plynné směsi: kyslík, oxid uhličitý, vzduch, rajský plyn a heliox. Měření bylo provedeno na málem uměle vytvořeném okruhu, do kterého byl začleněn nástavec s ultrazvukovými měniči. Tento okruh byl promýván zvoleným plynným médiem vždy po dobu několika vteřin a po zaznamenání hodnoty napětí byl okruh opět naplněn vzduchem. Při měření byla prostřednictvím teploměru sledována teplota v místnosti. Znalost teploty byla důležitá pro určení skutečných hodnot hustoty jednotlivých plynných médií a pro určení předpokládané doby přenosu ultrazvukového signálu mezi měniči. Kyslík, vzduch, rajský plyn a oxid uhličitý byly zvoleny jako kalibrační plyny, kalibrace byla následně ověřena na směsi hélia a kyslíku, tedy na helioxu a na vzduchu při nižším a vyšším tlaku.



### 2.3.1 Měřicí aparatura

Pro měření byl využit prototyp senzoru sestavený dle navržených schémat na nepájivém poli, ke kterému byly připojeny ultrazvukové měniče. Jako zdroj napětí senzoru byl využit laboratorní zdroj MATRIX MODEL: MPS-3005L-3, který byl zapojen jako zdroj symetrického napětí  $\pm 9$  V. Výstupní hodnoty byly zobrazovány prostřednictvím osciloskopu RIGOL DS1102E, ten byl zároveň využit ke kontrole jednotlivých prvků obvodu. Pro vedení plynu byl využit uměle vytvořený okruh, který se skládal z několika clonek obsahující vstupy pro přívod plynu a pro možnost zapojení manometru TESTO 512. Měřicí aparatura je zobrazena na Obrázku 2.21. Při měření byly využity plyny uchovávané v tlakových nádobách (kyslík, oxid uhličitý, rajský plyn, heliox).



*Obr. 2.21 Měřicí aparatura*

### 2.3.2 Postup měření

V první části je složen jednoduchý okruh, do kterého je měřené médium ventilováno. Součástí okruhu je i nástavec na ultrazvukové měniče. Přes clonu tvořenou ultrazvukovými měniči je třeba prohnět měřený plyn tak, aby se v prostoru mezi senzory nacházel pouze měřený plyn. Otevřeným okruhem je proháněn měřený plyn do ustálení hodnoty napětí, následně je okruh uzavřen a přívod plynu zastaven. Hodnota napětí je zaznamenána. Následně je okruh opět otevřen a po ustálení hodnoty napětí je měření zopakováno. Pro každé plynné médium je tak učiněno desetkrát. V případě vzduchu jsou

zaznamenány ustálené hodnoty napětí naměřené v otevřeném okruhu. Při měření je zaznamenávána teplota a tlak uvnitř okruhu.

V první části jsou proměřovány plynná média zvolená jako kalibrační, a to vzduch, kyslík (O<sub>2</sub>), rajsý plyn (N<sub>2</sub>O) a oxid uhličitý (CO<sub>2</sub>). Na základě naměřených dat v porovnání s daty předpokládanými lze konstatovat, zda senzor funguje nebo ne.

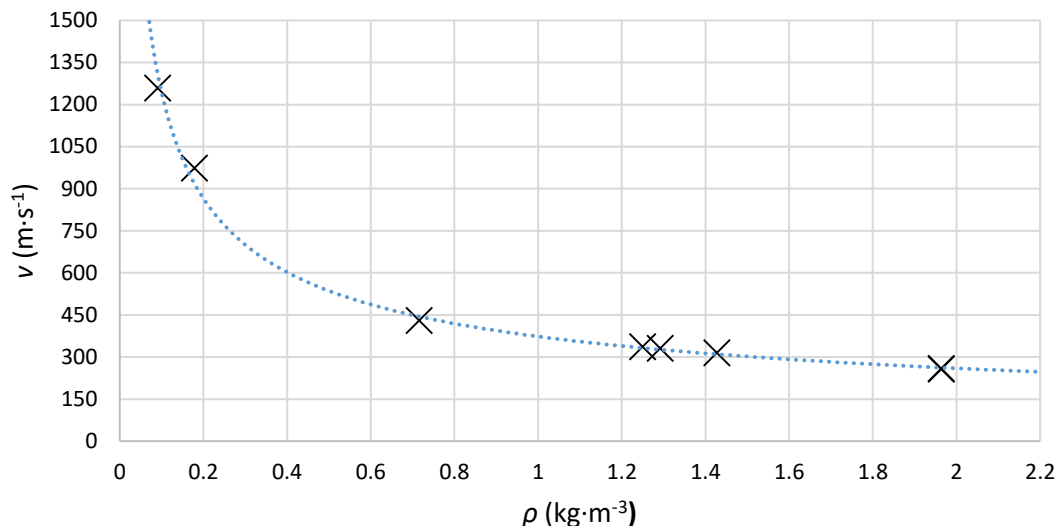
V druhé části je proměřována směs helioxu (80:20). Z naměřených hodnot napětí je určena hustota a ta je porovnána s hodnotou skutečnou.

### 2.3.3 Kalibrace

Ve chvíli, kdy jsou ultrazvukové měniče zasunuty do nástavce, činí jejich vzdálenost 11 mm. Vzhledem ke konstantní vzdálenosti měničů je změna doby přenosu ultrazvukového signálu závislá pouze na změně rychlosti. Známe-li teplotu a tlak, lze určit hustotu známých plynných médií dle (4). Následně lze ze známé hustoty dle (6) určit také rychlost zvuku v daném plynném médiu. Dle rovnice (2) je tak určena doba letu ultrazvukového vlnění pro konkrétní plynná média. Hodnoty hustoty a rychlosti šířeného ultrazvuku při daných teplotách a za atmosférického tlaku, jsou zaznamenány v Tabulce 2.1 a 2.2. Na Grafech 2.1 a 2.2 je znázorněna závislost rychlosti ultrazvuku na hustotě plynného média při zvolených teplotách.

Tabulka 2.1: Vypočtené hodnoty hustoty a rychlosti šíření zvuku pro zvolená plynná média dle (4), (6) při  $t = 0 \text{ } ^\circ\text{C}$  a  $p = 101,325 \text{ kPa}$

plyn	$M(\text{g}\cdot\text{mol}^{-1})$ [14]	$\kappa(-)$ [14]	$\rho(\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	$v(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$
Vzduch	28,96	1,40	1,2918	331,4
O <sub>2</sub>	32,01	1,40	1,4274	315,2
N <sub>2</sub> O	44,01	1,28	1,9633	257,0
CO <sub>2</sub>	44,01	1,30	1,9631	259,0
He	4,00	1,67	0,1784	973,8
H <sub>2</sub>	2,02	1,41	0,0901	1259,2
N <sub>2</sub>	28,01	1,40	1,2494	336,9
CH <sub>4</sub>	16,04	1,31	0,7155	430,7



Graf 2.1: Závislost rychlosti šíření zvuku na hustotě plynného média při  $t = 0 \text{ } ^\circ\text{C}$

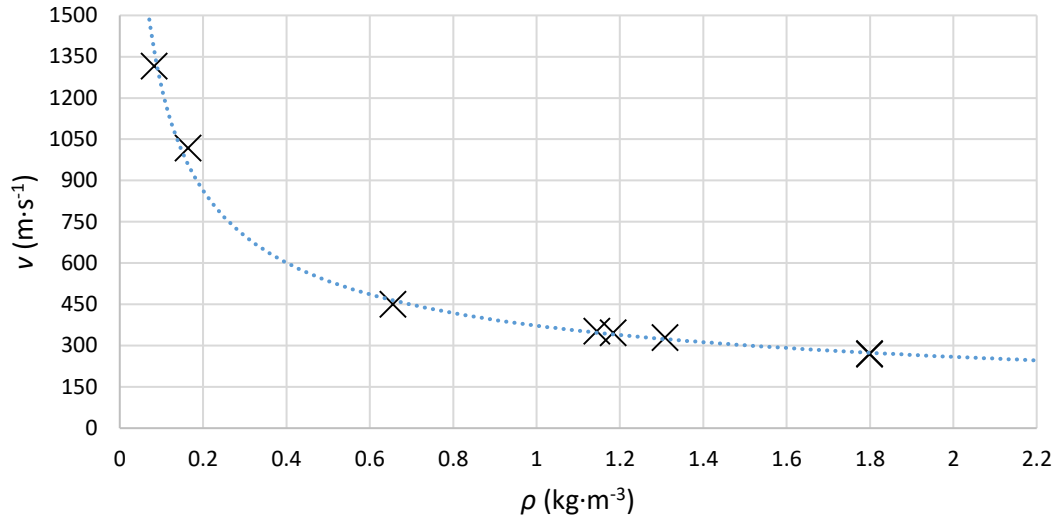
Rovnice mocninné křivky pro závislost rychlosti šíření ultrazvuku na hustotě plynného média při teplotě  $0 \text{ } ^\circ\text{C}$ :

$$v_0 = 373,13 \cdot \rho_0^{-0,523}, \quad (13)$$

kde  $v_0$  (m·s<sup>-1</sup>) je rychlost šíření ultrazvuku v plynném médiu a  $\rho_0$  (kg·m<sup>-3</sup>) je hustota plynného média při  $t = 0 \text{ } ^\circ\text{C}$ .

Tabulka 2.2: Vypočtené hodnoty hustoty a rychlosti šíření zvuku pro zvolená plynná média dle (4), (6) při  $t = 25 \text{ } ^\circ\text{C}$  a  $p = 101,325 \text{ kPa}$

Plyn	$M$ (g·mol <sup>-1</sup> ) [14]	$\kappa$ (-) [14]	$\rho$ (kg·m <sup>-3</sup> )	$v$ (m·s <sup>-1</sup> )
Vzduch	28,96	1,40	1,2918	331,4
O <sub>2</sub>	32,01	1,40	1,4274	315,2
N <sub>2</sub> O	44,01	1,28	1,9633	257,0
CO <sub>2</sub>	44,01	1,30	1,9631	259,0
He	4,00	1,67	0,1784	973,8
H <sub>2</sub>	2,02	1,41	0,0901	1259,2
N <sub>2</sub>	28,01	1,40	1,2494	336,9
CH <sub>4</sub>	16,04	1,31	0,7155	430,7



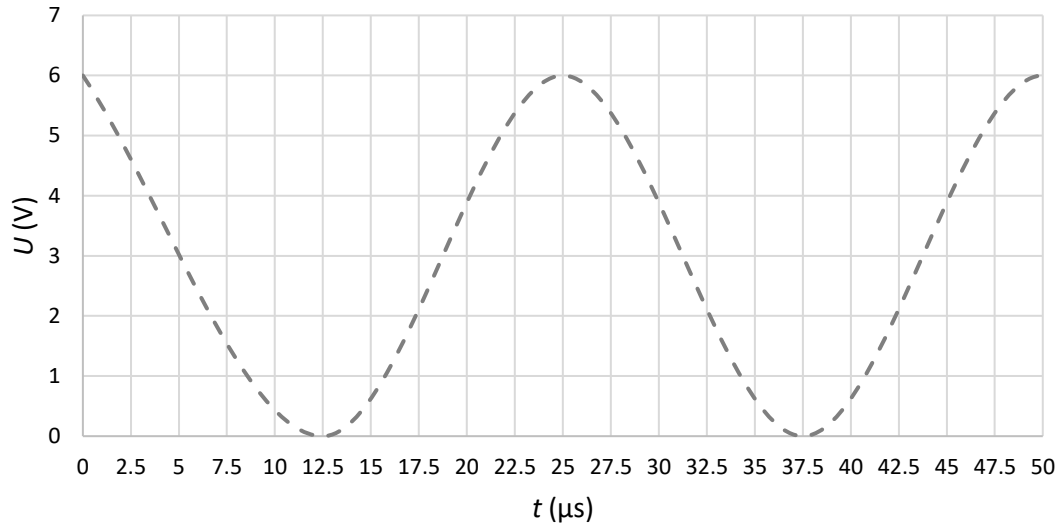
Graf 2.2: Závislost rychlosti šíření zvuku na hustotě plynného média při  $t = 25 \text{ }^\circ\text{C}$

Rovnice mocninné křivky pro závislost rychlosti šíření ultrazvuku na hustotě plynného média při teplotě  $25 \text{ }^\circ\text{C}$ :

$$v_{25} = 372,4 \cdot \rho_{25}^{-0,523}, \quad (14)$$

kde  $v_{25} \text{ (m}\cdot\text{s}^{-1}\text{)}$  je rychlost šíření ultrazvuku v plynném médiu a  $\rho_{25} \text{ (kg}\cdot\text{m}^{-3}\text{)}$  je hustota plynného média při  $t = 25 \text{ }^\circ\text{C}$ .

Maximální měřená hodnota napětí odpovídá stavu, kdy se hladiny napětí signálů rovnají. Na výstupu hradla XNOR je tedy logická 1, která odpovídá napájecímu napětí 6 V. Minimální hodnota, kterou lze naměřit, je 0 V. Tato hodnota odpovídá stavu, kdy jsou signály posunuty o půl periody, tedy o  $12,5 \text{ } \mu\text{s}$ . Lze předpokládat, že v době přenosu signálu  $t_0 = 0 \text{ } \mu\text{s}$  mají signály stejnou fázi a na výstupu by bylo 6 V. V okamžiku, kdy by doba přenosu činila  $12,5 \text{ } \mu\text{s}$ , by signály byly posunuty tak, že by se jejich hladiny napětí v žádné chvíli nerovnaly a výstupem by bylo 0 V. Tato předpokládaná závislost je znázorněna Grafem 2.3.



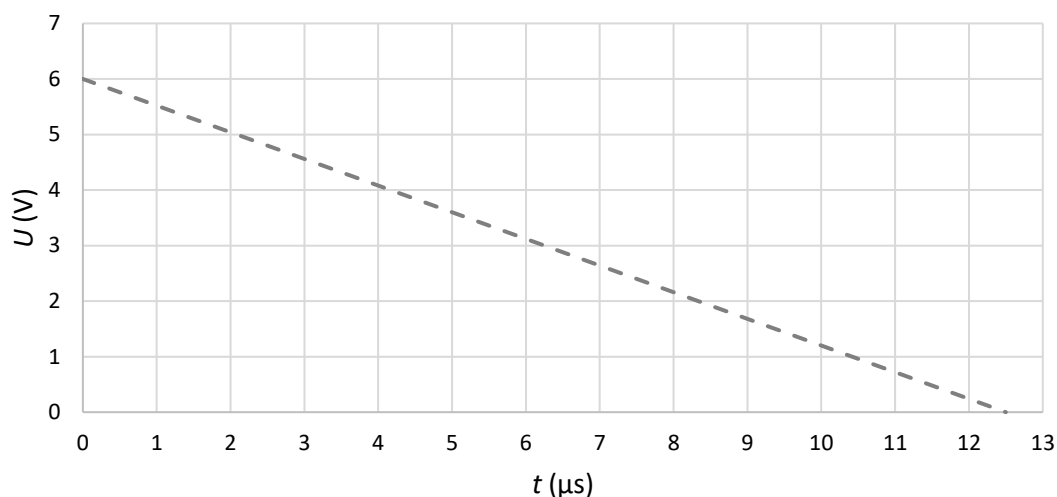
Graf 2.3: Předpokládaná závislost výstupního napětí senzoru na době přenosu ultrazvukového signálu.

První způsob kalibrace spočívá v závislosti napětí na době letu. Změna napětí je za stále teploty a tlaku přímo úměrná změně rychlosti, tedy době letu. Při změně napětí o 6 V, dochází k posuvu signálu o 12,5 μs, tento vztah lze vyjádřit:

$$\Delta U = \frac{12,5}{6} t, \quad (15)$$

kde  $\Delta U$  (V) je rozdíl měřeného napětí a  $t$  (μs) je doba přenosu signálu. Z Grafu 2.3 je patrné, že pro různé doby přenosu signálu lze naměřit stejné napětí. Je třeba závislost rozdělit na intervaly, které budou pokrývat měřené plyny.

První interval odpovídá době přenosu ultrazvuku od doby  $t_0 = 0$  μs do doby  $t_1 = 12,5$  μs. Na základě známé vzdálenosti  $l = 0,011$  m, můžeme určit minimální rychlost  $v_l = 880$  m·s<sup>-1</sup>. Ze vztahu (14), který vyjadřuje závislost rychlosti na hustotě lze stanovit první předpokládaný interval hustot v rozmezí od  $\rho_0 = 0$  kg·m<sup>-3</sup> do  $\rho_1 = 0,1931$  kg·m<sup>-3</sup>. V tomto intervalu se nachází například vodík nebo helium (viz Tabulka 2.2). Funkce vyjadřující závislost na prvním intervalu je klesající.

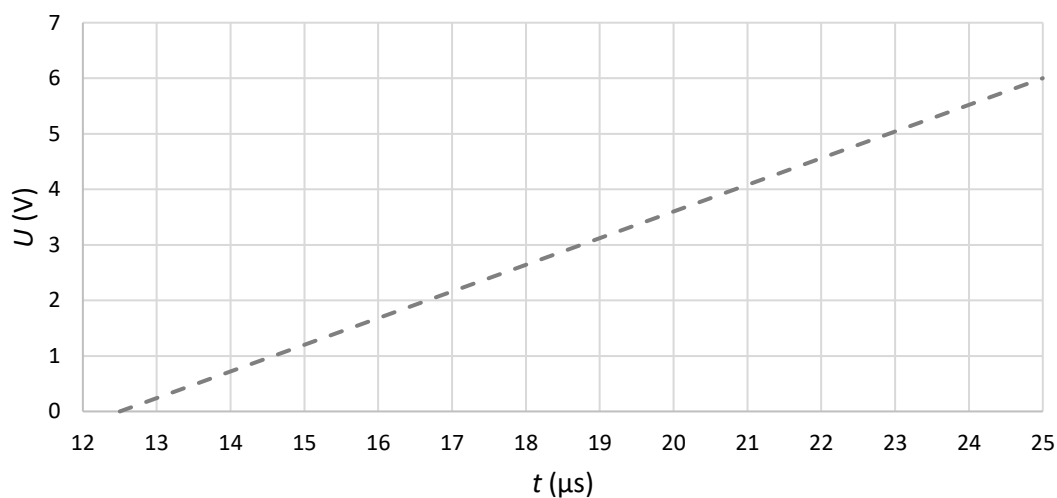


Graf 2.4: Kalibrační křivka pro 1. interval

Rovnice kalibrační křivky pro 1. interval:

$$U_{0-1} = -0,48 t + 6, \quad (16)$$

Druhý interval odpovídá době přenosu ultrazvuku od doby  $t_1 = 12,5 \mu\text{s}$  do doby  $t_2 = 25 \mu\text{s}$ . Maximální rychlost v rámci druhého intervalu je  $v_1 = 880 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a rychlost minimální je  $v_2 = 440 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Do druhého intervalu patří plyny o hustotě od  $\rho_1 = 0,1931 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$  do  $\rho_2 = 0,7269 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ . V tomto intervalu se nachází například methan (viz Tabulka 2.2). Funkce vyjadřující závislost na druhém intervalu je rostoucí.

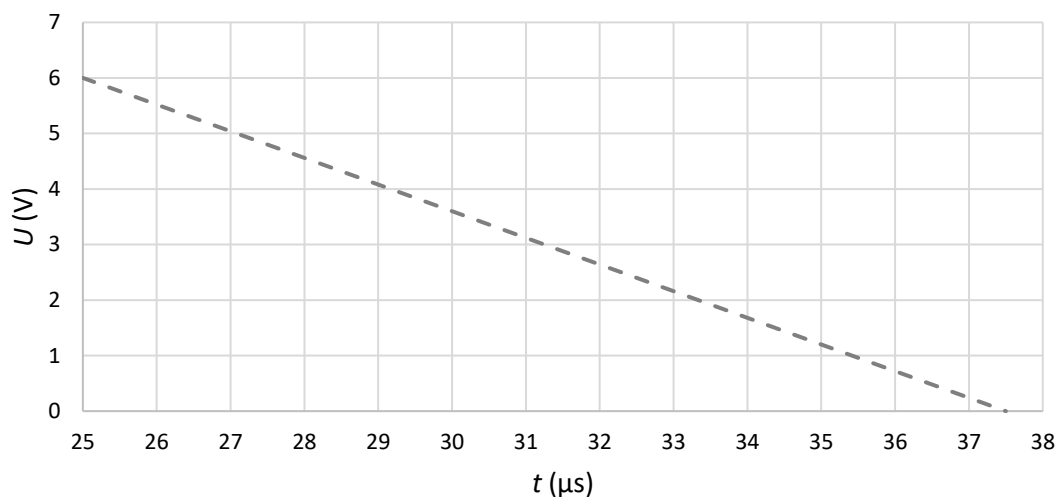


Graf 2.5: Kalibrační křivka pro 2. interval

Rovnice kalibrační křivky pro 2. interval:

$$U_{1-2} = 0,48 t - 6, \quad (17)$$

Třetí interval odpovídá době přenosu ultrazvuku od doby  $t_2 = 25 \mu\text{s}$  do doby  $t_3 = 37,5 \mu\text{s}$ . Maximální rychlost v rámci třetího intervalu je  $v_2 = 440 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a rychlost minimální je  $v_2 = 293,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Do třetího intervalu patří plyny o hustotě od  $\rho_2 = 0,7269 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$  do  $\rho_3 = 1,5782 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ . V tomto intervalu se nachází například kyslík a vzduch (viz Tabulka 2). Funkce vyjadřující závislost na čtvrtém intervalu je rostoucí.



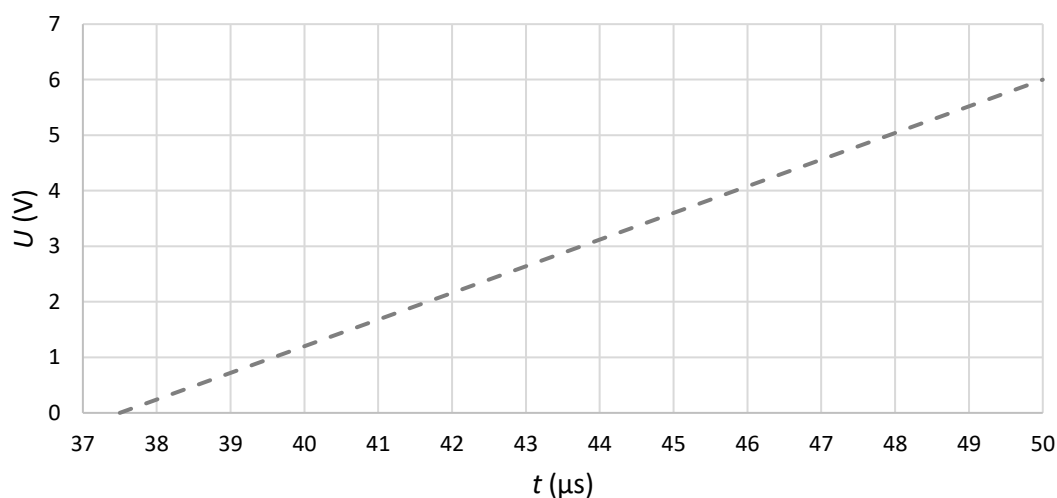
Graf 2.6 Kalibrační křivka pro 3. interval

Rovnice kalibrační křivky pro 3. interval:

$$U_{2-3} = -0,48 t + 18, \quad (18)$$

Čtvrtý interval odpovídá době přenosu ultrazvuku od doby  $t_3 = 37,5 \mu\text{s}$  do doby  $t_4 = 50 \mu\text{s}$ . Maximální rychlost v rámci čtvrtého intervalu je  $v_3 = 293,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a rychlost minimální je  $v_4 = 220 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Do třetího intervalu patří plyny o hustotě od  $\rho_3 = 1,5782 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$  do přibližně  $\rho_4 = 2,7357 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ . V tomto intervalu se nachází například rajský

plyn a oxid uhličitý (viz Tabulka 2.2). Funkce vyjadřující závislost na čtvrtém intervalu je klesající.



Graf 2.7: Kalibrační křivka pro 4. interval

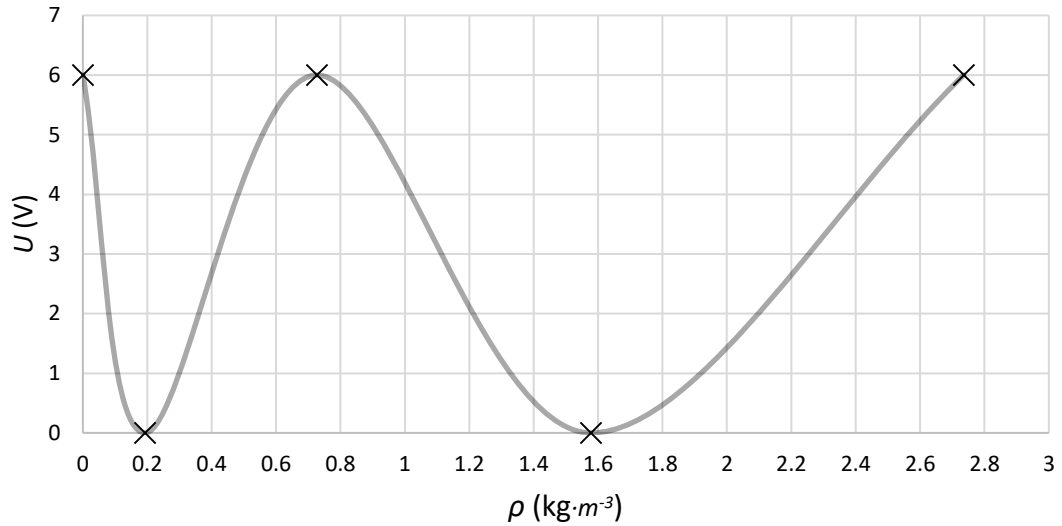
Rovnice kalibrační křivky pro 4. interval:

$$U_{3-4} = 0,48 t - 18, \quad (19)$$

Tabulka 2.3: Vypočtené hraniční hodnoty intervalů charakterizujících závislost výstupního napětí senzoru na hustotě plynného média

Interval	$U_{max}(V)$	$U_{min}(V)$	$v_{max}(m \cdot s^{-1})$	$v_{min}(m \cdot s^{-1})$	$\rho_{max}(kg \cdot m^{-3})$	$\rho_{min}(kg \cdot m^{-3})$
1.	6	0	-	880,0	0,1931	-
2.	0	6	880,0	440,0	0,7269	0,1931
3.	6	0	440,0	293,3	1,5782	0,7269
4.	0	6	293,3	220,0	2,7357	1,5782





*Graf 2.8: Závislost výstupního napětí senzoru na hustotě plynného média*

Při kalibraci je uvažován lineární průběh závislosti v rámci jednotlivých intervalů, pro určení rovnice přímky je tedy možné využít dvou naměřených hodnot napětí plynů o známé hustotě. Průběhy znázorněny na Grafu 2.4 a dále na Grafech 2.5, 2.6, 2.7 a 2.8 jsou pouze předpokladem. Jednotlivé intervaly mohou být v realitě posunuty, například v důsledku nepřesně určené frekvence.

### 3 Výsledky

Parametry vysílaného ultrazvukového signálu a vzdálenost ultrazvukových senzorů:

$$U = 7,6 \text{ V}$$

$$f = 40 \text{ kHz}$$

$$T = 25 \text{ } \mu\text{s}$$

$$l = 0.011 \text{ mm}$$

Stavové podmínky měření:

$$p = 101,325 \text{ kPa}$$

$$t = 25 \text{ } ^\circ\text{C} \rightarrow T = 298,15 \text{ K}$$

Tabulka 3.1: Naměřené hodnoty napětí pro zvolené plyny a plynné směsi při  $t = 25 \text{ } ^\circ\text{C}$

č.m.	$U_{\text{vzduch}}$ (V)	$U_{\text{CO}_2}$ (V)	$U_{\text{O}_2}$ (V)	$U_{\text{N}_2\text{O}}$ (V)	$U_{\text{Heliox}}$ (V)
1.	1,63	3,50	0,77	4,23	3,80
2.	1,53	3,48	0,79	4,20	3,73
3.	1,60	3,51	0,80	4,18	3,78
4.	1,56	3,60	0,77	4,25	3,80
5.	1,64	3,70	0,76	4,20	3,73
6.	1,59	3,60	0,80	4,20	3,76
7.	1,55	3,48	0,81	4,18	3,78
8.	1,56	3,50	0,80	4,20	3,76
9.	1,50	3,50	0,80	4,25	3,74
10.	1,54	3,60	0,77	4,16	3,80
$\bar{x}$	1,57	3,55	0,79	4,21	3,77

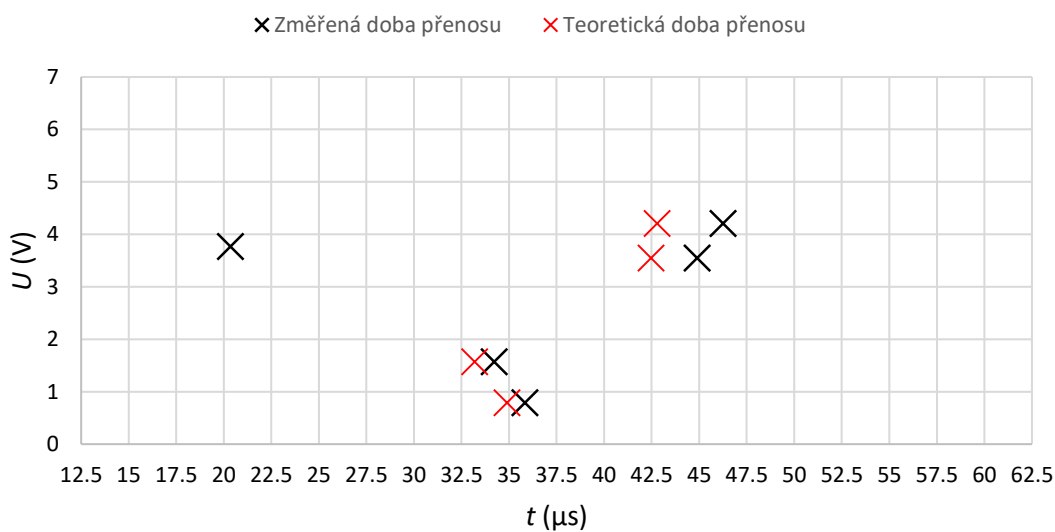
Tabulka 3.2: Určené hodnoty doby přenosu ultrazvuku, jeho rychlosti a hustoty plynných směsí dle (13), (16), (17) a (18)

plyn	$t$ ( $\mu\text{s}$ )	$v_{25}$ ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ )	$\rho_{25}$ ( $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ )
Vzduch	34,23	321,36	1,3255
O <sub>2</sub>	35,85	306,80	1,4484
N <sub>2</sub> O	46,27	237,73	2,3588
CO <sub>2</sub>	44,90	245,01	2,2266
heliox	20,35	540,43	0,4906

Pro určení doby přenosu ultrazvukového signálu v helioxu (80:20) byla na základě poměrně těžké příměsi kyslíku zvolena rovnice 2. intervalu kalibrační křivky. Pro vzduch a kyslík byla zvolena rovnice 3. intervalu kalibrační křivky a pro rajský plyn s oxidem uhličitým byla využita rovnice 4. intervalu kalibrační křivky.

Tabulka 3.3: Naměřené a teoretické hodnoty doby přenosu ultrazvuku, hustoty plynných médií a jejich rozdíl dle ()

plyn	$t$ ( $\mu\text{s}$ )	$\rho_{25}$ ( $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ )	$t_{teo}$ ( $\mu\text{s}$ )	$\rho_{teo}$ ( $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ )	$\Delta t$ ( $\mu\text{s}$ )	$\Delta\rho$ ( $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ )
Vzduch	34,23	1,3255	33,19	1,2918	1,04	0,0337
O <sub>2</sub>	35,85	1,4484	34,90	1,4274	0,95	0,0210
N <sub>2</sub> O	46,27	2,3588	42,80	1,9633	3,47	0,3955
CO <sub>2</sub>	44,90	2,2266	42,47	1,9631	2,43	0,2635
heliox	20,35	0,4906	19,01	0,4306	1,34	0,0600



Graf 3.1: Závislost výstupního napětí senzoru na hustotě plynného média

## 4 Diskuze

Na základě analýzy používaných ultrazvukových metod, pro měření hustoty plyných směsí, byl navržen prototyp senzoru, využitelný pro měření hustoty ventilačních směsí při umělé plicní ventilaci. V rámci byla ověřena jeho funkčnost.

Princip navrženého senzoru spočívá v detekování změny doby, za kterou se skrz plyné médium přenesou ultrazvukový signál. Ten je přenášen mezi dvěma ultrazvukovými měniči, z nichž jeden je zapojen jako vysílač, a druhý jako přijímač. Tyto senzory jsou prostřednictvím navrženého držáku udržovány ve vzdálenosti 11 mm. Zajištěním neměnné vzdálenosti měničů je rychlost ultrazvuku, a tedy i doba jeho přenosu, závislá pouze na vlastnostech prostředí.

Vyhodnocovací obvod senzoru v principu funguje jako detektor fázového posuvu. Ultrazvukový signál porovnáván logickým hradlem XNOR se signálem referenčním. Zde bylo klíčové zajistit, aby ultrazvukový i referenční signál měly stejnou a neměnnou frekvenci. Řešením je budicí obvod, který funguje jako budič ultrazvukového měniče a zároveň jako zdroj referenčního signálu. Zde se vyskytlo hned několik problémů. Využito bylo nízkonákladových senzorů, které byly zvoleny hlavně z důvodu vhodné velikosti, která byla z důvodů možného začlenění do patientského velmi důležitá. Tyto senzory se vyznačovaly lehkými výkyvy frekvence. I když se jednalo o nepatrné výchyly, bylo třeba s nimi do měření počítat. Zvýšení kvality senzorů by vedlo ke zpřesnění měření.

Při přenosu ultrazvukového signálu plyným médiem docházelo ke značnému útlumu amplitudy a celkovému zašumění signálu. Zejména útlum byl náročný na kompenzaci, vzhledem k jeho závislosti na hustotě prostředí. Při sestavování obvodu pro zpracování přijímaného signálu bylo třeba počítat s tím, že bude signál přenášen v různých plyných médiích, o různých akustických odporech. Bylo důležité zvolit takové zesílení, aby nedošlo k přílišnému útlumu nebo zkreslení signálu.

Pro měření byl pomocí trubic a hadiček sestaven krátký okruh, jehož součástí byl i nástavec s ultrazvukovými měniči. Jako plyné médium byl postupně proměřován vzduch, CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O, O<sub>2</sub> a v poslední řadě směs helioxu v poměru 80:20. Tyto plyny byly zvoleny proto, že se buď přímo účastní výměny plynů v plicích při běžném dýchání, anebo jsou přímo využívány jako ventilační směsi. Měření bylo provedeno za teploty 25 °C a při atmosferickém tlaku. Bylo tak možno na základě stavových rovnic pro ideální plyny určit teoretické hodnoty hustoty jednotlivých plynů. Teoretické hodnoty se od těch naměřených lišily v řádech desetin kg/m<sup>3</sup>. Rozdíl se patrně zvyšoval s prodlužující se dobou letu. To mohlo být způsobeno špatně změřenou frekvencí. V případě, že by byla skutečná frekvence nižší, kalibrační křivka by se zhušťovala. Špatně určená frekvence mohla být způsobena nedostatečným rozlišením osciloskopu.

Značný problém během měření představovalo vyhodnocení výstupních napětí senzoru. Kalibrační křivka musela být rozdělena do čtyř intervalů, a aby bylo možno hustotu plynu přesně určit, byla potřeba znalost jeho přibližného složení. Při měření bylo sledováním změny napětí možno určit, zda byl měřený plyn v porovnání se vzduchem hustší nebo řidší. V případě že napětí začalo narůstat, jednalo se o plyn řidší a v případě, že začalo klesat jednalo se o plyn hustší. Při měření bylo využito osciloskopu, který snímal napětí za dolní propustí.

Dalším postupem by mělo být softwarové řešení, kterým by bylo možno automaticky sledovat, zda se hustota snižuje nebo zvyšuje. Přidáním termočlánku, by zároveň mohla být naprogramována kompenzace při změně teploty.

## **5 Závěr**

Cílem bakalářské práce bylo realizovat prototyp pro měření hustoty ventilační směsi při umělé plicní ventilaci založeném na měření doby letu ultrazvukového vlnění, dále navrhnout vhodný způsob kalibrace senzoru a ověřit jeho funkčnost. Realizován byl senzor, kterým lze měřit hustotu ventilační směsi. Senzor reaguje okamžitě na změnu hustoty, při měření je však potřeba přibližně vědět jaká plynná směs je měřena. Navržená kalibrace je závislá na přesné znalosti okolních podmínek. Funkčnost senzoru byla ověřena měřením na kyslíku, vzduchu, oxidu uhličitém, rajsém plynu a směsi helioxu.

## 6 Seznam použité literatury

- [1] TOVOLI, F.; CANTISANI, V.; SCHIAVONE, C.; PISCAGLIA, F. What Future for Ultrasound in Medicine?. *Ultraschall in Med*, 2018, 39.01: 7-10.
- [2] HACKETT, Dan. Fundamentals of Multipath Ultrasonic flow meters for Gas Measurement. 2012.
- [3] Provozní snímače hustoty [online]. 2011, (1) [cit. 2017-02-13]. Dostupné z: [http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf\\_articles/42735.pdf](http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/42735.pdf)
- [4] HAUPTMAN, Peter; HOPPE, Niels; PÜTTMER, Alf. Application of ultrasonic sensors in the process industry. 2002.
- [5] KRISTEK, Michal. Ultrazvuk v diagnostice materiálu. Brno, 2015. Bakalářská práce. VUT v Brně. Vedoucí práce Prof. Ing. Jiří Kazelle, CSc.
- [6] PÜTTMER, A., et al. Improved ultrasonic density sensor with reduced diffraction influence. *Sensors and Actuators A: Physical*, 1998, 67.1-3: 8-12.
- [7] JOOS, Markus; MÜLLER, Harald; LINDNER, Gerhard. An ultrasonic sensor for the analysis of binary gas mixtures. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 1993, 16.1-3: 413-419.
- [8] HALLEWELL, G., et al. A sonar-based technique for the ratiometric determination of Binary gas mixtures, 1986.
- [9] DAIN, Yefim; LUEPTOW, Richard M. Acoustic attenuation in three-component gas mixtures—Theory. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2001, 109.5: 1955-1964.
- [10] Ultrasonic sensor Article-No. 700540 [online]. [cit. 2018-03-28]. Dostupné z: <http://www.ekulit.com/ultrasonic-sensor/14p20/>
- [11] Zapojení časovače 555. MYLMS [online]. 2006 [cit. 2018-04-10]. Dostupné z: <https://www.mylms.cz/text-zapojeni-casovace-555/>
- [12] 555 oscillator tutorial. ELECTRONICS TUTORIALS [online]. 2018 [cit. 2018-04-10]. Dostupné z: [https://www.electronicstutorials.ws/waveforms/555\\_oscillator.html](https://www.electronicstutorials.ws/waveforms/555_oscillator.html)
- [13] Zapojení OZ – invertující, neinvertující, diferenciální. MYLMS [online]. 2006 [cit. 2018-04-16]. Dostupné z: <https://www.mylms.cz/text-27-zapojeni-oz-invertujici-neinvertujici-diferencialni/>

[14] Vlastnosti plynů [online]. [cit. 2018-03-28]. Dostupné z:  
<http://ottp.fme.vutbr.cz/skripta/vlab/optika/2005.htm>