



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Návrh a konstrukce experimentálního
spirometru pro zpětnovazební řízení
dechového vzoru**

**Design and construction of an experimental
spirometer for spirofeedback**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Biomedicínský technik
Autor práce: Štěpán Němec
Vedoucí práce: Ing. Václav Ort

Kladno 2019



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Němec** Jméno: **Štěpán** Osobní číslo: **465417**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Návrh a konstrukce experimentálního spirometru pro zpětnovazební řízení dechového vzoru

Název bakalářské práce anglicky:

Design and construction of an experimental spirometer for spirofeedback

Pokyny pro vypracování:

Navrhnete a realizujete pomůcku pro zpětnovazební řízení dechového vzoru, využitelnou při experimentech zabývajících se dobou přežití osob zasypaných lavinovým sněhem. Realizujte měřicí clonu s dostatečným měřicím rozsahem pro zamýšlené využití, měřicí elektroniku (například s využitím platformy arduino) a software. Realizovaný software umožní uživateli nastavit parametry dechového vzoru a následně bude probanda řídit tak, aby se co nejvíce přiblížil požadovanému dechovému vzoru. Ověřte přesnost spirometrického měření a demonstруйте funkčnost zpětnovazební řízení dechového vzoru. Při návrhu dbejte na možnost desinfekce měřicí clony.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Roubík K., Sieger L., Sykora K., Work of breathing into snow in the presence versus absence of an artificial air pocket affects hypoxia and hypercapnia of a victim covered with avalanche snow: a randomized double blind crossover study, PLOS One, přijato k publikaci, 2015
- [2] Husák, M., Sensorové systémy, ed. 1, ČVUT v Praze, 1993
- [3] Penhaker M., Imramovský M., Zdravotnické elektrické přístroje, Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, ISBN 978-80-248-3107-7

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Václav Ort

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **18.02.2019**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2020**


prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

26.2.2019
Datum převzetí zadání

Němec
Podpis studenta(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem práci s názvem „Návrh a konstrukce experimentálního spirometru pro zpětnovazební řízení dechového vzoru“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k 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 dne 14.5. 2019

.....

Štěpán Němec

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval Ing. Václavu Ortovi za cenné rady, trpělivost a doporučení při realizaci práce, zejména při tvorbě softwaru. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Anně Miltové za poskytnutí odborného náhledu na spirometrii a její aktuální vývoj.

ABSTRAKT

Návrh a konstrukce přístroje pro zpětnovazební řízení dechového vzoru

Cílem této bakalářské práce je vytvoření experimentálního spirometrického měřicího členu, který bude v softwarové aplikaci vykreslovat aktuální dechový průtok a porovnávat jej s vybraným dechovým vzorem. V úvodu se práce zabývá vysvětlením principu a popsáním měření ve spirometrii, včetně popisu různých typů snímačů. Jsou zde představeny jednotlivé používané typy mechanických, elektrických a obstrukčních měřicích členů včetně jejich použití. Dále jsou uvedeny možnosti zpracování spirometrických dat spolu s možnostmi aplikace dechového vzoru. Praktická část spočívá v návrhu jednotlivých parametrů clony, volbě sensoriky, vytvoření měřicího obvodu, převodu dat do PC a tvorbě grafického uživatelského rozhraní pro ovládání spirometru a prezentaci měřených dat. Konec práce spojuje průtokoměrnou clonu, měřicí obvod, napájení a mikroprocesor do celistvého experimentálního spirometru ovládaného ze spirometrické aplikace.

Klíčová slova

Spirometrie, clona, diferenční tlak, průtokoměr, zpětná vazba, dechový vzor

ABSTRACT

Design and construction of an experimental spirometer for spirofeedback

The aim of this bechelor's work is construction of an experimental flow transducer for spirometry, which will capture and plot current breathing pattern as well as compare this data with selected flow pattern in software aplication. The introduction of the becholor's work explains and describes measuring in spirometry, including the usage of various flowmeters. Introduced flowmeters include mechanical, electric and resistant types along with their usage. Following part describes several ways of processing measured data and their usage with flow pattern. Practical part consists of the orifice plate dimensioning, transducer evaluation, circuitry construction, providing communication with PC and programming of grafical user interface to control spirometer and present acquired data. The end of the work sums flowmeter, measuring circuit, power supply and microprocessor unit into one integrated experimental measuring spirometer controlled from spirometric application.

Keywords

Spirometry, orifice, differential pressure, flowmeter, spirofeedback, breathing pattern

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	8
1 Úvod	9
1.1 Přehled současného stavu	9
1.1.1 Průtokoměry	10
1.1.2 Zpětná vazba na dechový vzor	12
1.1.3 Dechový vzor	15
1.1.4 Programová prostředí	16
1.2 Cíle práce.....	17
2 Metody	18
2.1 Diferenční clona	18
2.2 Měřicí obvod	22
2.3 Přenos dat	24
2.4 Kryt spirometru	25
2.5 Softwarové rozhraní	25
2.6 Zpracování naměřených dat	28
3 Výsledky	29
3.1 Experimentální spirometr	29
3.2 Grafické uživatelské rozhraní.....	32
4 Diskuse	34
5 Závěr	36
Seznam použité literatury	37
Příloha A: Přenosové funkce senzorů	39
Příloha B: Hodnoty průtokové charakteristiky	40
Příloha C: Návod pro měření experimentálním spirometrem	42

Seznam symbolů a zkratk

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
T_I	s	Doba nádechu
T_E	s	Doba výdechu
Q_{aw}	l/min	Objemový průtok trubicí
Δp	kPa	Diferenční tlak na cloně
Re	-	Reynoldsovo číslo
N_{MP}	m^{-1}	Konverzní faktor určující hmotnostní průtok plynu
q_{aw}	kg/min	Hmotnostní průtok trubicí
D	mm	Vnitřní průměr trubice
μ	cP	Dynamická viskozita tekutiny
β	-	Poměrový koeficient zúžení
S_m	-	Kalibrační faktor určující rozsah průtoku
p_{aw}	kPa	Statický tlak v trubicí

1 Úvod

Spirometrické vyšetření se využívá v medicíně pro zjištění správné funkce plic a celkové dynamiky dýchání. Pacient dýchá do náhubku spirometru, případně pneumotachografu, zatímco má ucpaný vstup do nosní dutiny nosním klipem. Pacienti podstupují spirometrické vyšetření při respiračních problémech, dušnosti nebo hodnocení úspěšnosti terapie. V případě výzkumných prací zahrnujících více probandů je pro relevantní výsledky důležité udržení definovaných parametrů dýchání, udržování spontánního nebo předdefinovaného dechového vzoru a sledování odchylek. Tato monitorace může odhalit možné respirační problémy. Stálost dechového vzoru se nevztahuje jen na spirometrická vyšetření, ale hraje roli i při pediatrických vyšetřeních nebo na klinikách zobrazovacích metod.

1.1 Přehled současného stavu

Z výsledků práce Davida Chadimy [1] zabývající se vlivem dechového vzoru při lavinových experimentech vyplývá, že dechový vzor má vliv na přežití člověka při lavinovém závalu a efektivním dechovým vzorem jsou dlouhé, hluboké dechy. Souprava pro řízení dechového vzoru probanda řešila pouze čas inspira a expira. Regulační vazbou pro probanda byla světelná vizuální signalizace pro nádech a výdech. Práce neřešila profil dýchání nebo grafický záznam vzoru. Na základě těchto zjištění vznikl požadavek pro vytvoření zpětnovazebního měřicího prvku, díky kterému by se mohla více prozkoumat závislost dechového vzoru na přežití v lavinovém sněhu.

Výsledkem spirometrického vyšetření je grafická reprezentace závislosti inspiračního a expiračního průtoku na objemu. V rámci měření je tedy pacient instruován k maximálnímu nádechu a výdechu, tedy jednomu dechovému cyklu při krajních hodnotách amplitudy. Z tohoto jednoho cyklu software vykresluje jednotlivé dechové objemy jako dechové křivky k diagnostice lékařem. Obměnou standardního spirometrického vyšetření je spiroergometrie, kdy pacient podstupuje zátěžový test na bicyklovém ergometru. Jde o polygrafické vyšetření, při kterém sledujeme výměnu kyslíku, oxidu uhličitého, krevní tlak, tepovou frekvenci a EKG, vedlejším parametrem je závislost dechového vzoru na primárních parametrech. Udržování, popřípadě kontrolovaná změna dechového vzoru ovlivňuje výměnu ventilačních plynů a pomáhá k optimalizaci výkonnosti [2].

Cenová relace spirometrů se rozpíná přes desítky tisíc korun a výše, kdy se jedná o profesionální klinické spirometry s multifunkčním rozhraním a úplným výčtem měřených i kalkulovaných spirometrických parametrů. Běžně se vyskytující spirometry často užívají jako průtokoměrný člen jednorázové turbíny (například SPIROBANK II Basic (Medical International Research, Itálie) nebo SPIROLAB IV (Medical International Research, Itálie)) [3,4]. Z uvedených příkladů je druhý jmenovaný vybaven možností sledovat průtok vytvořený probandem, ale cenová relace je pro řešení problematiky při lavinových experimentech neefektivní, nehledě na absenci implementace dechového vzoru nebo vytvoření zpětné vazby pro probanda [4]. Obecně lze tvrdit, že s rostoucí cenou spirometru pouze získáváme více měřitelných parametrů, vyšší vzorkovací frekvenci, A/D převodníky s více bity, celkově tedy přesnější měření nežli inovaci.

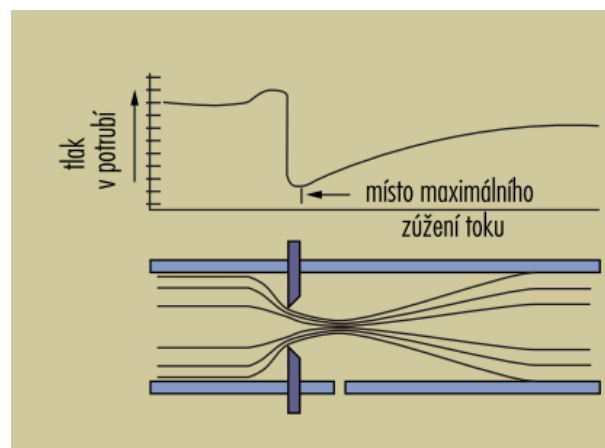
Pro vytvoření kompaktního spirometru se lze inspirovat u příručních přístrojů, které lze získat v rozumné cenové relaci. Například spirometr Spirostik (Geratherm Respiratory GmbH, Německo). Tento spirometr využívá měření diferenčního tlaku, který vzniká na jednorázovém pasivním obstrukčním členu. Celková konstrukce se skládá jen z měřicího členu, rukojeti s elektronikou a USB kabelem, na jehož konci je před vstupem do počítače veškerá zbylá elektronika. Pro jeho provoz není nutné používat antibakteriální filtr ani dezinfekci [5]. Z hlediska čistoty je běžné užívání jednorázových pomůcek (trubiček, filtrů), které se po ukončení vyšetření vyhodí. Užití bariérového antibakteriálního filtru není bráno jako klinicky signifikantní omezení při diagnostických testech [6].

1.1.1 Průtokoměry

Při konstrukci spirometru záleží na podstatě měření a existuje mnoho technologických cest pro realizaci hlavního měřicího členu. Záleží na potřebách měřených parametrů a opakovatelnosti měření. Využít lze elektronické či mechanické průtokoměry, popřípadě principu měření diferenčního tlaku na obstrukční clonce. Tyto možnosti jsou nejběžnější metody měření průtoku tekutin [7].

Pro vlastní měření průtoku lze využít například termoelektrické měření, při kterém se užívá žhavených drátků a změny jejich odporu při ochlazení proudící tekutinou. Žhavicí element tvoří minimální překážku v dechové cestě a dokáže pokrýt velký rozsah měření [7]. Ačkoliv jde o přesné měření průtoku i při malých rychlostech, může být tento typ měření ovlivněn sputem z dýchacích cest probanda a zejména také nelinearitou

měření. Problém nelinearity je ve většině případů řešen empirickou kalibrací [7]. Dalším možným způsobem měření průtoku je mechanický lopatkový průtokoměr, u kterého se při průchodu rotující lopatky kolem indukčního senzoru generuje napěťový impulz, popřípadě lze snímat průtok pomocí optočlenu, u kterého lopatky průtokoměru stíní optické dráze. Samotný rotor s lopatkami je ale zdrojem velkého průtočného odporu a je ovlivněn minimální velikostí proudění, které je nutné k roztočení turbíny [8]. Při měření dechového vzoru navíc potřebujeme senzor měřící průtok pro inspirium i expirium. Náhlá změna orientace tedy nebude okamžitě zaznamenána vlivem setrvačnosti mechanických prvků. K měření průtoku lze také využít ultrazvukového senzoru, který může vyhodnocovat dobu nutnou pro průchod ultrazvukového impulzu, změně fáze impulzu nebo pracuje na principu Dopplerova jevu, kdy se mění kmitočet vyslaného paprsku [9]. Pro tento typ užití je důležité znát typ proudění v průtokoměru. Parabolický profil laminárního proudění zvýší naměřenou hodnotu průtoku přibližně o třetinu vůči reálné rychlosti, naopak při turbulentním proudění je měřená hodnota bližší díky uniformitě průtočného profilu [7]. Jednodušším typem průtokoměru může být odporový prvek tvořící tlakovou diferenci, která je závislá na rychlosti proudění tekutiny. Odporovým prvkem může být clona, dýza nebo Venturiho dýza. Celkový princip měření diferenčního tlaku vychází z Bernoulliho rovnice, která stanovuje vztah mezi statickou a kinetickou energií proudící tekutiny [8,9]. Na obrázku 1.1 je zobrazena změna tlaku a jeho následné ustálení při použití obstrukční clony v potrubí.

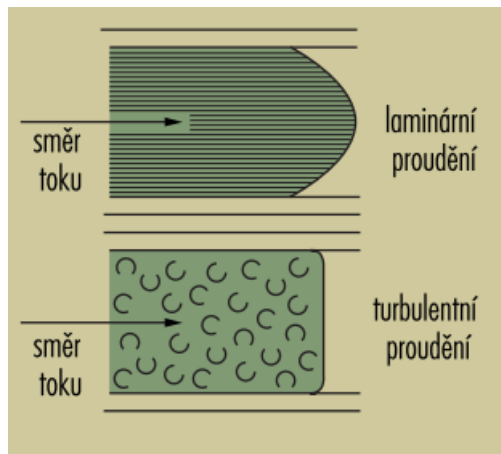


Obrázek 1.1: Grafické znázornění změny tlaku při užití odporového členu [9].

Jednotlivé typy odporových prvků se liší zejména velikostí tlakové difference, kterou dokáží při zvoleném zúžení vytvořit. Při stejném poměrovém koeficientu zúžení lze naměřit největší tlakovou diferencí u clony a dýzy. Ostatní typy poskytují spíše nižší

a stabilnější diferenci napříč poměrovými koeficienty a nižší trvalou tlakovou ztrátu po ustálení tlaku za clonou. Samotná dýza poskytuje stabilnější hodnoty než clona u tekutin s velkými teplotami a prouděním [9]. Pro měření proudění vzduchu o tělesné teplotě v intervalu od $0 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ do $100 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ lze použít diferenční clonu pro konstrukci senzoru. Oproti ostatním průtokoměrům je její nesrovnatelná výhoda robustnost měření a technická jednoduchost. Samotné diferenční clony mohou být různých tvarů a šířek. Běžným provedením je centrická kruhová clona s pravoúhlou hranou. Pro měření průtoku se ale můžeme setkat i s čtvrtkruhovou přední hranou, excentrickým kotoučem nebo segmentovou clonou. Užití čtvrtkruhové přední hrany je výhodné spíše u viskosních kapalin. Excentrické nebo segmentové clony se využívají u plynů se sekundární tekutou fází [9,10]. Častým omezujícím faktorem při výběru tvaru clony je minimální možný průměr v závislosti na užitém průměru trubice. Pro výchozí stav průměru o hodnotě 1,5 cm připadá volba na centrickou kruhovou clonu [11].

Diferenční průtokoměry se užívají zejména v průmyslovém odvětví, ale existují i práce orientující se na užití centrických kruhových clon při měření respirace, případně ventilaci pacienta [12,13]. Takové užití vyžaduje obměny běžného dimenzování. Nejdůležitějším parametrem clony je samotné zúžení, které zapříčiňuje tlakovou diferenci k vyhodnocení. Zde hraje roli parametr poměrový koeficient beta (jde o poměr průměrů), který se běžně pohybuje v rozmezí od 0,25 až 0,75 pro kruhové centrické clony. Při nízké hodnotě poměrového koeficientu roste generovaný diferenční tlak. Velkým zúžením ale dojde k vytvoření turbulencí v proudění a znemožnění získávání stabilních hodnot tlaku z odběrových míst [11]. Faktor, kterým můžeme zjistit tuto vlastnost proudění je Reynoldsovo číslo a zejména jeho kritická hodnota 2320, při které se z laminárního proudění stává turbulentní. Hranice přechodu se skokově nemění, ale při vyšších hodnotách se už neuvažuje laminární proudění a spíše předpokládáme, že se na proudění více podílí turbulentní proudění. Samotné Reynoldsovo číslo je bezrozměrná veličina udávající poměr mezi setrvačnými a třecími silami před škrťacím prvkem. Výběr poměrového koeficientu beta je dán typem clony a velikostí Reynoldsova čísla. Při laminárním proudění v trubici se clonou nemůžeme předpokládat jen laminární proudění v celkové průtočné dráze, jelikož při průchodu clonou začne být proudění turbulentní, a to díky změně Reynoldsova čísla obstrukčním členem, a poté se opět laminarizuje [9]. Grafická interpretace typů proudění je na obrázku 1.2.

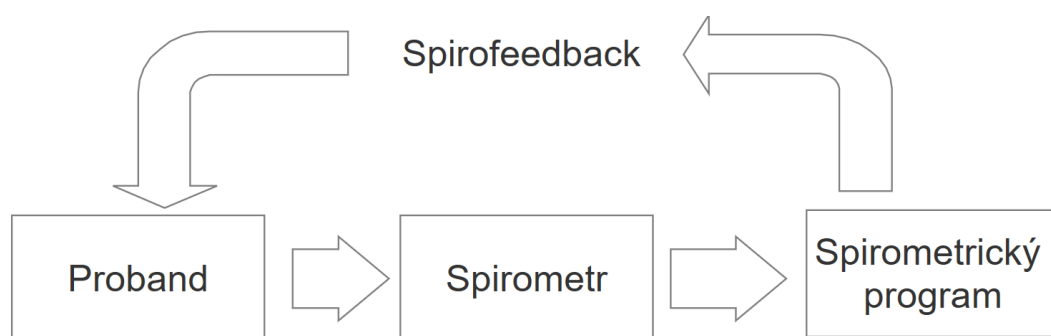


Obrázek 1.2: Rozdělení typů proudění tekutiny [9].

Dimenzování šířky clony taktéž ovlivňuje měřený tlakový rozdíl. Dle studie Fortuny A. [13] byla numerickými simulacemi zjištěná optimální šířka pro maximální tlakovou diferencii clony 8 mm, kdy je poskytována o 20 % vyšší tlaková diference než u clon užších, naopak širší clony už neposkytovaly významnější tlakové rozdíly. Průmyslové průtokoměry měří jednosměrný průtok, zatímco při sledování dechového vzoru měříme obousměrný průtok, který při ventilaci nastává. Průtokoměr musí být tedy symetrický, což ovlivní zejména odběrová místa pro měření tlakové diference. Pro realizaci připadají v úvahu koutové odběry přímo u clony, rádiusové odběry nebo koncové odběry [10]. Koutové odběry umožňují měření maximální tlakové diference díky umístění blízko největšího zúžení toku (Vena Contracta), ale zároveň je zde vysoké šumové zkreslení vlivem turbulencí. Rádiusové odběry jsou umístěné ve vzdálenosti půl nebo jednoho průměru potrubí od clony. Při turbulentním proudění mohou být silně zkresleny šumem. Koncové odběry jsou zdrojem nejmenší tlakové diference a měřená hodnota je nejvíce ovlivňována drsností materiálu trubice [9,11].

1.1.2 Zpětná vazba na dechový vzor

Vedle měření průtoku, popřípadě dechového objemu, je často opomíjený i celkový rytmus dýchání, který lze porovnávat s umělým dechovým vzorem, a tím získat zpětnou vazbu (spirofeedback) o proběhlé respirační aktivitě pacienta. Ve výsledku můžeme tedy pacienta instruovat k definovanému vzoru dýchání nebo naopak pozorovat podobnost spontánního dýchání s databází vzorů a porovnat, do jaké míry si jednotlivé vzory odpovídají, či se zaměřit na oblasti, kdy je prokazatelně odlišné od stanovených hodnot dýchání. Grafické znázornění spirofeedbacku lze vidět na obrázku 1.3.



Obrázek 1.3: Blokové schéma zpětnovazební dechové soustavy.

Druhou možnou cestou užití zpětnovazebního dýchání může být při diagnostickém vyšetření, zejména u výpočetních tomografií. Při akvizici snímků je pohyb pacientova těla vlivem spontánního dýchání zdrojem obrazových artefaktů negativně ovlivňujících výslednou kvalitu tomografického snímku. Tento problém se dá řešit úpravou diagnostického programu, který bude sbírat data pouze při expiriu nebo inspiriu. Vyžaduje se tedy udržení výdechu nebo nádechu po nezbytně dlouhou dobu pro pořízení obrazu. Pro většinu osob je problém vydržet po expiriu bez nádechu po nezbytně dlouhou dobu. Na druhé straně přibližně polovině lidí dělá problém udržet nádech po dobu snímání, jak popisuje práce Goerrese G. W. [14]. Studie pracující s aplikací formy spirofeedbacku do diagnostických programů, při kterých by pacient dýchal dle připraveného postupu a v určených místech by se spouštěl sběr dat, se neobjevují, ačkoliv při spojení s terapeutickým programem léčby dokáže spirofeedback vytvořit spojení mezi snímaným obrazem a přesným místem aplikace terapie díky identickému parametru průběhu dýchání.

1.1.3 Dechový vzor

Dechovým vzorem rozumíme definovaný průběh dechového cyklu, kdy můžeme určit několik parametrů. Nejjednodušší změnou dechového vzoru je úprava amplitudy inhalovaného a exhalovaného vzduchu. Dalším měnitelným parametrem je frekvence dýchání, která je nejčastěji udávána v počtu dechových cyklů za minutu. Fyziologická hodnota frekvence není jednoznačně daná a záleží zejména na věku pacienta. U dospělého člověka se frekvence pohybuje mezi hodnotami 12 a 20 dechů za minutu. U dětí ve věku 6 let se hodnota zvyšuje na interval mezi 18 a 25 dechů za minutu. Se snižujícím se věkem frekvence stoupá. U čerstvě narozených dětí se frekvence dýchání pohybuje mezi hodnotami 30 až 60 dechů za minutu [15]. Vysoké hodnoty odpovídají vysoké metabolické aktivitě. Manipulace se samotným parametrem frekvence ovlivňuje pacientovu dechovou práci. Při vysoké hodnotě nastává úbytek maximálního vydechnutého vzduchu a snižuje se elastická složka (poměr dechového objemu a poddajnosti respiračního systému) práce při dýchání, zatímco neelastická složka (poměr dechového průtoku a průtočného odporu respiračního systému) zvyšuje svoji velikost. Minimum dechové práce se po interferenci obou složek u dospělého člověka pohybuje na hodnotě 14 dechů za minutu, což odpovídá spontánní dechové frekvenci [16].

Při definované respirační frekvenci lze v rámci jedné dechové doby manipulovat s parametrem doby nádechu T_I a výdechu T_E . Poměr mezi dobami je často nevyvážený a doba inspirace je kratší než doba expirace. Tento parametr má ale vliv na fyziologii pacienta [17].

Graficky nejvýraznějším parametrem je dechový profil. Prvotní práce analyzující dechový průběh stanovily optimální dechový vzor, při kterém je minimální práce na obdélníkový průběh [18]. Pozdější práce vyvrátily podobnost obdélníkového a parabolického tvaru dýchání při spontánním dechovém cyklu, ale potvrdily, že při námaze odpovídá dechový profil obdélníkovému vzoru. Ve většině případů se profil jeví jako sinusoidní, až parabolický se strmými hranami, které při zvyšující intenzitě přechází v obdélníkový signál [18]. Jedním z dalších zjištění také je, že často žádné dva dechové cykly nemají identické tvary křivek, což je v rozporu s myšlenkou přesně definovaného průběhu dýchání [17, 19].

Samotným snímáním dechového vzoru můžeme získat informace o možných onemocněních pacienta. Abnormální dechové vzory jsou často způsobeny zraněními respiračních center, užíváním narkotik, metabolickými poruchami nebo oslabením dýchacích svalů. Patologické stavy nemusí být jen urgentní, ale změna dechové profilu může být jiná i u chronických pacientů, zejména například při fyzické zátěži [20]. Příkladem může být Kussmaulovo dýchání, při kterém je měřená vysoká respirační frekvence a dechový objem. Objevuje se například při renálním selhání nebo diabetické ketoacidóze, kdy se tělo snaží kompenzovat metabolickou acidózu. Druhým příkladem abnormálního dechového vzoru je Cheyneovo-Stokesovo dýchání charakteristické cyklickým vzestupným a následným sestupným útlumem dechové frekvence a amplitudy. Spolu s apnoickou pauzou je toto dýchání signalizací poškození dechového centra v prodloužené míše [15].

1.1.4 Programová prostředí

Spirometry disponují možností zobrazit a vyhodnotit naměřená data ve spirometrických aplikacích, které jsou součástí produktu. Zejména se jedná o grafickou interpretaci spirometrických dat ve formě dechových křivek, kdy se vykresluje závislost dechového průtoku pacienta na vydaném objemu. Pro experimentální vytvoření lze využít několika programových prostředí, ve kterých jde vytvářet aplikace pro řízení projektů a akvizici dat. Příkladem může být užití programovacího jazyka C++ v integrovaném vývojovém prostředí (IDE) Code::Blocks, softwaru MATLAB firmy MathWorks nebo grafického programovacího prostředí LabVIEW firmy National Instruments.

MATLAB využívá především maticového počtu pro kalkulaci technických výpočtů, modelování a simulaci fyzikálních dějů, měření a zpracování signálů. Portfolio funkcí roste s možností obohacení rozhraní o oficiální i komunitní toolkity, které umožňují širší možnost výpočtů, simulací a především akvizici dat z externích hardwarových rozhraní typu Arduino, Raspberry pi nebo Espressif. Pro návrh aplikací podporuje MATLAB vlastní rozšíření jménem AppDesigner využívající objektově-orientovaného programování pro rychlou tvorbu složitých aplikací. Při získávání dat v reálném čase ale může nastávat prodleva závislá na typu komunikace mezi rozhraními.

LabVIEW oproti MATLABu slouží zejména k akvizici dat, analýze signálů a řízení hardwarového rozhraní. Pro rozšíření funkčnosti jsou firmou National Instruments a komunitou volně dostupná rozšíření pro komunikaci, pokud uživatel nezískává data pomocí karty DAQ (DataAcquisition). Z hlediska uživatelského rozhraní se aplikace skládají z front panelu pro uživatele a blokového diagramu pro grafické programování funkčnosti aplikace užíváním reprezentačních bloků. Pro matematické zápisy lze využít MathScript nebo i sdílenou komunikaci s MATLABEM, kdy uživatel tvoří syntax scriptu a zpět do LabVIEW dostává výstupy k dalšímu zpracování [21].

Třetí možnou cestou vytvoření spirometrické aplikace je využití obecně užívaného programovacího jazyka C a ve vývojovém prostředí (například Code::Blocks) vytvořit požadovanou aplikaci. Zde nastává uživatelský problém v komunikaci s hardwarem i vytváření uživatelského čelního panelu. Veškeré kroky je nutno řešit programováním bez možnosti simplifikace nebo užití již funkčních postupů a toolboxů, jak je možné u výše uvedených rozhraní. K vytvoření řídicí aplikace lze tedy přistupovat z několika směrů.

1.2 Cíle práce

Cíle této práce jsou zjistit optimální rozměry centrické diferenční clony pro měření průtoku, vytvoření měřicího obvodu, seskupení prvků do celistvého experimentálního spirometru, ověřit přesnost kalibračním přístrojem, vytvoření komunikace s vybraným softwarovým rozhraním a vytvoření spirometrické aplikace pro vykreslení dechového průtoku v reálném čase spolu s vybraným dechovým vzorem, dále v aplikaci zajistit regulační zpětnou vazbou pro uživatele a její demonstraci.

2 Metody

Tato kapitola se zabývá podrobným popisem postupu vytváření jednotlivých částí experimentálního spirometru pro zpětnovazební řízení dechového vzoru, zejména diferenční clonou, měřicím obvodem, zajištění komunikace s PC včetně vytvoření aplikace pro vyhodnocení dat a jejich porovnání s vybranými dechovými vzory.

2.1 Diferenční clona

Při návrhu přístroje pro spirofeedback je nutno zohlednit průměr trubice, kterou bude proband dýchat. V souladu s normou ČSN EN ISO 5356-1 [22] je užit vnitřní průměr 15 mm a vnější průměr 22 mm, aby se zajistila kompatibilita při řetězení dalších možných článků v dechové dráze přípravku [23].

Výchozími parametry jsou vnitřní průměr trubice clony o velikosti 15 mm a délka clony o hodnotě 85 mm. Samotná šířka clony může být do maxima 8 mm [13]. Zvolená šířka clony je 4 mm. Pro zjištění typu proudění tekutiny, které nastane v trubici spirometru při maximálním průtoku slouží Reynoldsovo číslo. Typ proudění ovlivňuje stabilitu měření hodnot tlakové difference v odběrových místech. Hodnota Reynoldsova čísla byla získána z rovnice [23]:

$$Re = 1,1889 \cdot 10^{-3} \cdot \frac{q_m}{\mu \cdot D \cdot N_{MP}} \quad (2.1)$$

kde q_m je hmotnostní průtok, μ je dynamická viskozita tekutiny, D je průměr trubice a N_{MP} je konverzní faktor určující hmotnostní průtok plynu.

Hlavním neznámým parametrem pro modelování clony je její samotné zúžení. Tato hodnota je dána poměrovým koeficientem beta a jde vypočítat pomocí normalizovaných vzorců dle [24]. Pro kruhovou centrickou clonu s odběry ve vzdálenosti jednoho průměru od clony a laminárním prouděním byl vypočítán poměrový koeficient beta z rovnice:

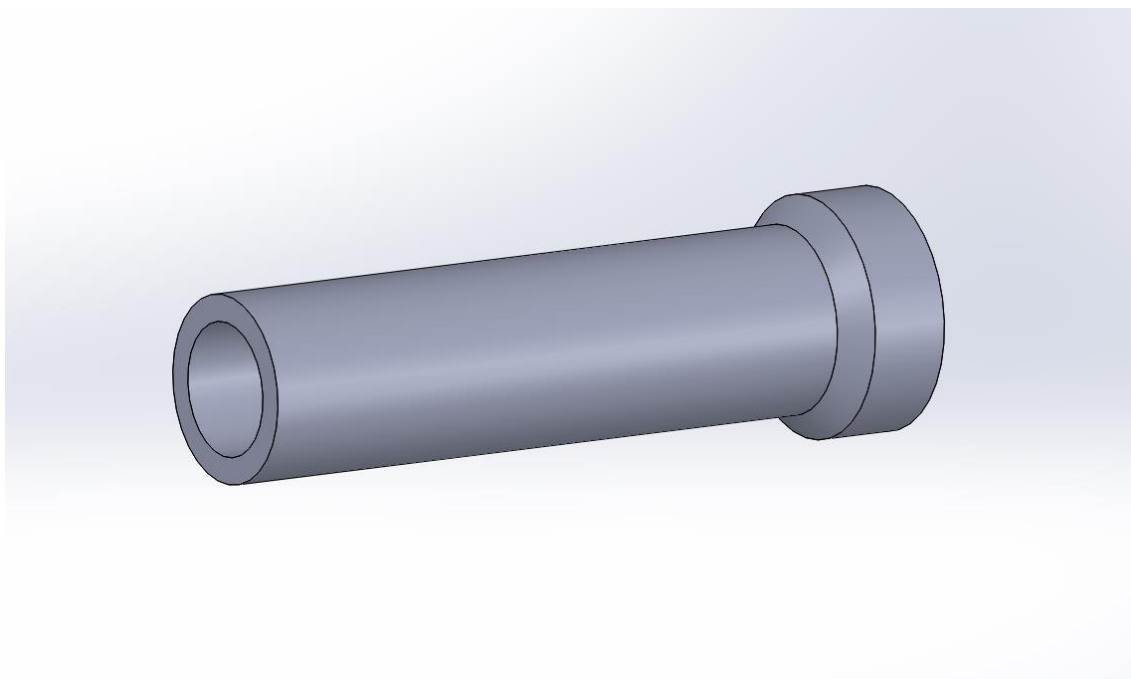
$$\beta = \left[1 + \left(\frac{0,6}{S_m} + 0,06 \right)^2 \right]^{-\frac{1}{4}} \quad (2.2)$$

kde S_m je kalibrační faktor určující rozsah průtoku, který byl stanoven dle vzorce [24]:

$$S_m = \frac{q_m}{N_{MP} \cdot D^2 \cdot \sqrt{p_{aw}} \cdot \sqrt{\Delta p}} \quad (2.3)$$

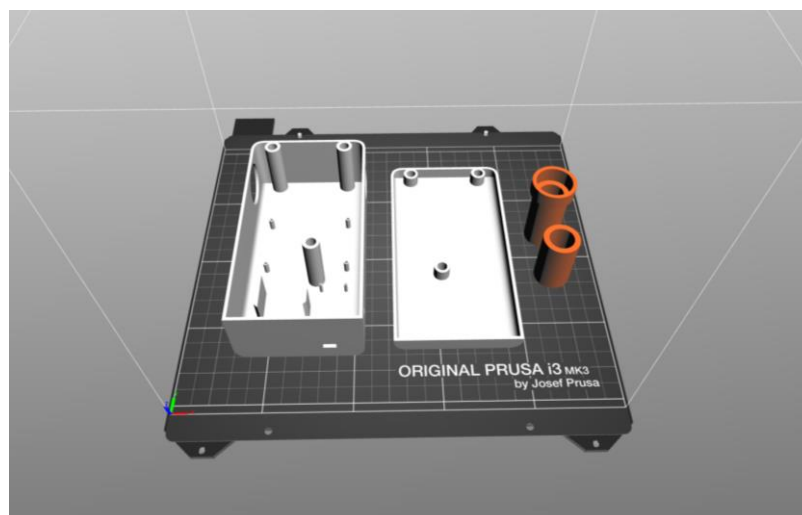
kde p_{aw} je statický tlak v trubici a Δp je diferenční tlak vznikající na cloně.

Výchozí hodnoty při maximálním průtoku $100 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ pro rovnici 2.3 jsou 15 mm průměr trubice, hmotnostní průtok $0,12 \text{ kg}\cdot\text{min}^{-1}$, dynamická viskozita vzduchu při 20 stupních Celsia je $1,817\cdot 10^{-5} \text{ Pa}\cdot\text{s}$, konverzní faktor určující hmotnostní průtok plynu je $5,5133\cdot 10^{-3} \text{ m}^{-1}$ [24], diferenční tlak 0,4 kPa a statický tlak v trubici 102,1 kPa. Hodnoty statického a diferenčního tlaku byly naměřeny na diferenční cloně D-Lite (GE Healthcare, USA) k získání orientačních hodnot u běžně užívaných clon. Z důvodu snížení průtočného odporu (oproti cloně D-Lite) byla u výsledné clony snížena tlaková diference přibližně na polovinu a tato hodnota byla použita pro výpočet poměrového koeficientu vytvořené clony. Užívaná clona D-Lite má pro měření při lavinových experimentech velký průtočný odpor. Získané parametry byly zaneseny do 3D modelovacího programu SolidWorks 2017 (SolidWorks Corporation, USA). Na obrázku 2.1 je zobrazen model clony.



Obrázek 2.1: Model clony v programu SolidWorks.

Kvůli problému tisknout vodorovné vrstvy zúžení clony ve svislé poloze bez podpor byla clona rozdělena v programu Slic3r Prusa Edition (Prusa Research s.r.o., Česká republika) u zúžení trubice na dvě části. Pro finální úpravu a vytvoření G kódu pro tisk byl použit program PrusaControl (Prusa Research s.r.o., Česká republika) (obrázek 2.2). Tisk clony proběhl na 3D tiskárně Original Prusa i3 MK3 (Prusa Research s.r.o., Česká republika).



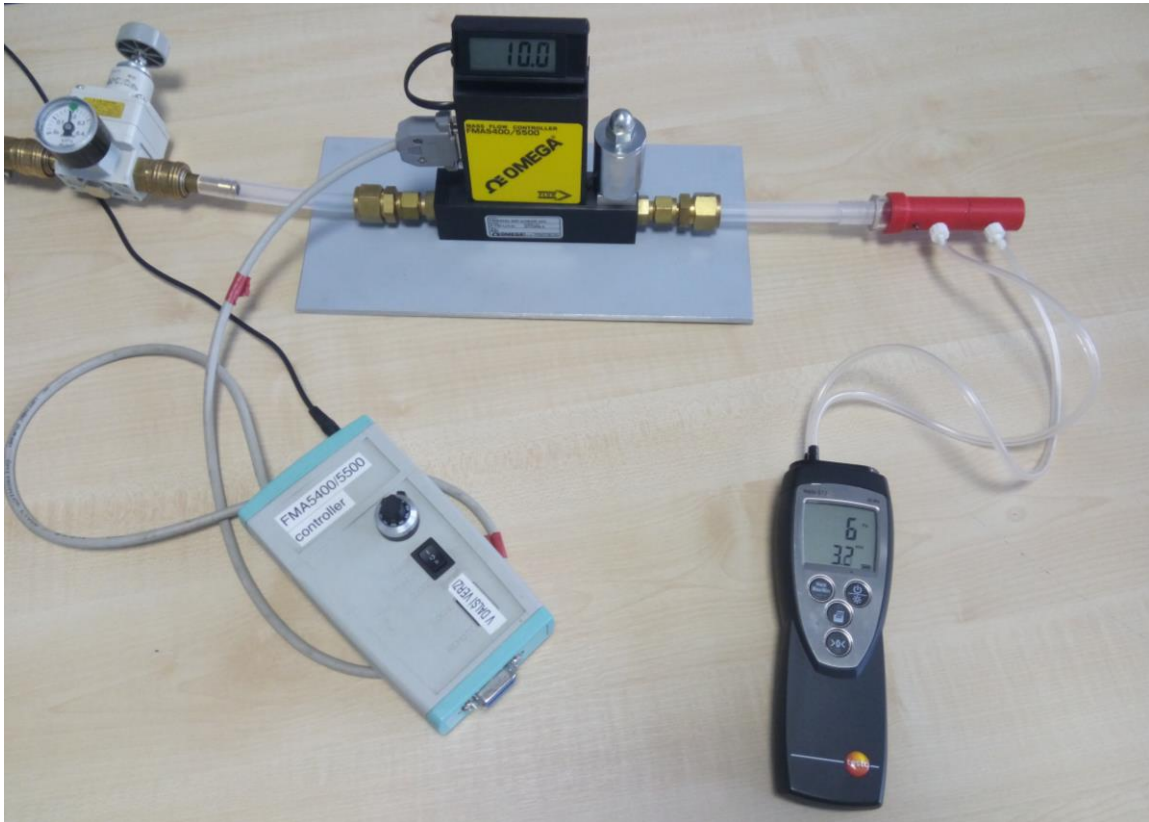
Obrázek 2.2: Zpracování clony (oranžová) a modelu krytu v programu PrusaControl.

Z experimentálního měření koutových odběrových míst blíže clony lze získat vyšší tlakovou diferenci (tabulka 2.1), ale vhodným místem odběru jsou zvoleny radiusové odběry ve vzdálenosti jednoho průměru trubice od clony, kde se proudění laminarizuje a není zatíženo výrazným šumovým zkreslením. Měření diferenčních tlaků proběhlo na zdroji průtoku firmy Omega, model FMA5542-AIR-2.5/0BAR-20C (Omega Engineering, USA), s dynamickým rozsahem 0 až 100 l/min. Diferenční tlak a statický tlak byl měřen tlakoměrem Testo 512 (0 – 20 hPa), (Testo s.r.o., Česká republika).

Tabulka 2.1: Experimentální proměření koutových míst odběrů

Průtok Q_{aw} ($l \cdot \text{min}^{-1}$)	Tlaková diference Δp v místě odběru (Pa)		
	1 mm od clony	4 mm od clony	7 mm od clony
10	25	23	26
20	79	72	74
30	144	138	144
40	240	236	235
50	347	339	339
60	498	477	494
70	666	645	658
80	864	849	837
90	1083	1028	1030
100	1350	1278	1271

Pro spojení se silikonovými hadičkami byly do vyvrtaných otvorů odběrových míst o průměru 2,5 mm vsazeny odříznuté části infuzní jehly a na ně jsou připevněny hadičky spojující odběrová místa a porty na tlakových senzorech spirometru. Vytvořená clona byla proměřena pro získání její průtokové charakteristiky (obrázek 2.3). Souprava pro měření byla stejná jako pro experimentální proměření odběrových míst.



Obrázek 2.3: Souprava pro měření průtokové charakteristiky vytvořené clony.

Pro kalibrační měření spirometru a přesnější hodnoty průtokové charakteristiky clony byl použit kalibrační průtokoměr VT Mobile (FLUKE Biomedical, USA) a experimentální spirometr byl zařazen sériově s kalibračním průtokoměrem na kalibrační dráze napojenou na zdroj stlačeného vzduchu (obrázek 2.4). Naměřená hodnota spirometrem byla průměrná hodnota z 900 naměřených vzorků při ustálené zvolené hodnotě průtoku.

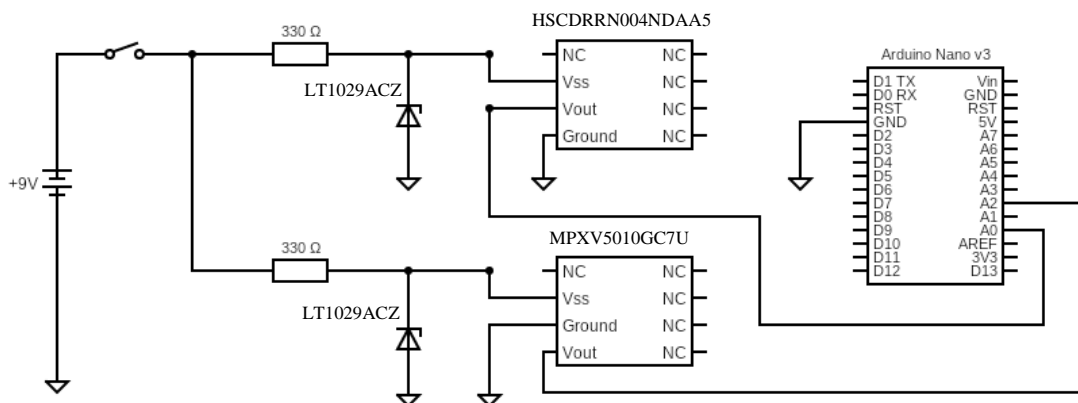


Obrázek 2.4: Kalibrační měření experimentálního průtokoměru.

2.2 Měřicí obvod

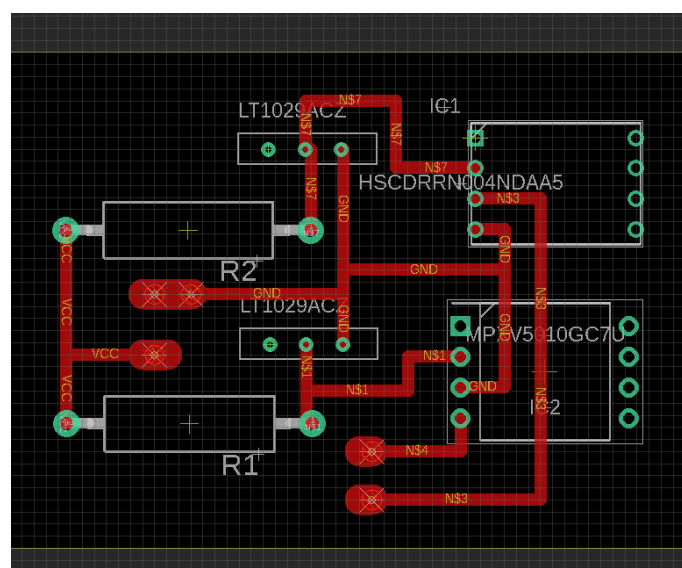
Po proměření vytvořené clony byla použita naměřená hodnota tlakové diference při maximálním průtoku jako horní hranice intervalu pro výběr diferenčního tlakového senzoru. Jako další parametry výběru senzoru bylo zvoleno provozní napájení 5 V, zesílený analogový výstupní signál a through-hole typ osazení. Pro vybrané parametry a provozní tlak byl zvolen senzor firmy Honeywell HSCDRRN004NDAA5 s dynamickým tlakovým rozsahem ± 4 inH₂O (cca 996 Pa), pro umožnění měření se clonami o průtočném odporu menším nebo rovném cloně D-Lite. Maximální proudový odběr senzoru je 3,5 mA. Senzor je kompenzován teplotně, vůči offsetu a s lineární charakteristikou. Výstupní signál je procentuální částí (od 10 % do 90 %) napájecího napětí s obnovovací frekvencí přibližně 1kHz (detailní popis charakteristik senzoru je uveden v příloze A). Zároveň byl ke cloně přidán i senzor statického tlaku MPXV5010GC7U, který měří aktuální tlak na vstupu do dýchacích cest probanda. Tuto hodnotu lze využít ke stanovení dechové práce probanda. Senzor je firmy NXP Semiconductors s dynamickým rozsahem měření do 10 kPa. Provozní napájení je opět 5 V. Výstupní signál je i zde lineární funkcí provozního napětí (detailní popis uveden v příloze B).

Jako napájení senzorů jsem zvolil 9V baterii, ze které je vytvořen referenční zdroj provozního napětí 5 V. Užitá napěťová reference je LT1029ACZ firmy Linear Technology. Pro každý senzor je zvolena samostatná reference. Maximální proud referencí je stanoven na hodnotu 10 mA. Omezovací rezistory mají hodnotu 330 Ohmů, k zajištění dovolených proudů u obou senzorů. Celkové schéma obvodu je na obrázku 2.5.



Obrázek 2.5: Schéma měřicího obvodu.

V programu Eagle firmy Autodesk jsem vytvořil modely užitých komponentů, schéma a desku plošných spojů (obrázek 2.6). Vytvořená deska byla následně odeslána na výrobu. Deska je z materiálu UMATEXT 222 (FR4) s povrchovou úpravou elektroizolačního laku typu 5861-A. Rozšířená místa spojů na desce slouží ke spojení s bateriovým zdrojem a pro propojení pinů senzorů, které vedou signál do A/D převodníku na desce Arduino Nano V3.0.



Obrázek 2.6: Vytvořená deska plošných spojů v programu Eagle.

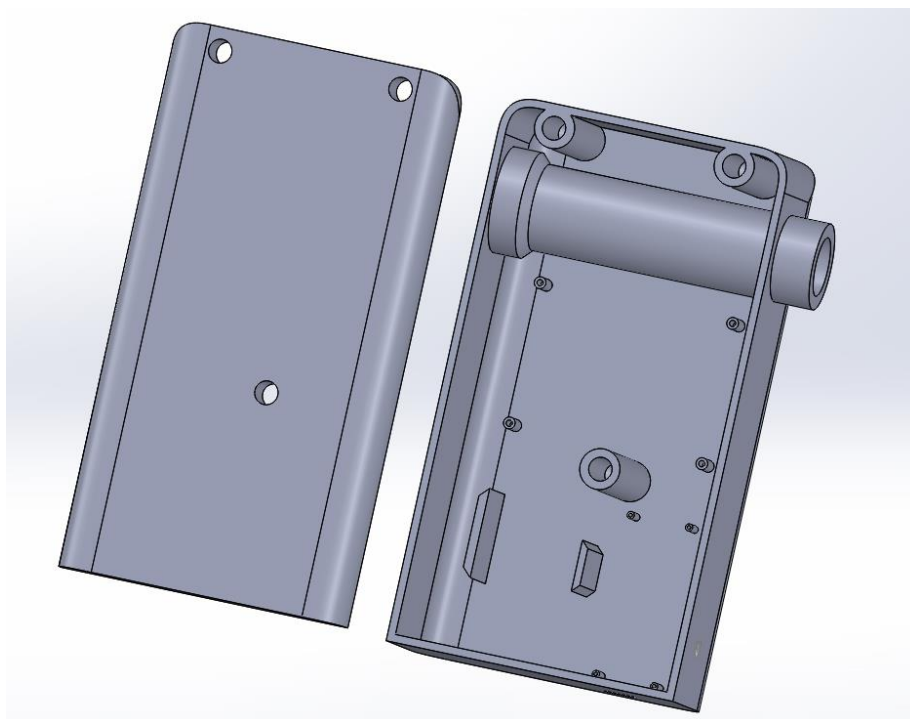
2.3 Přenos dat

Výstupní signál senzorů je přiveden na desku Arduino Nano V3.0. Deska je vybavena analogovými piny pro příjem signálu, který je dále zpracován a dochází k jeho digitalizaci. Arduino Nano disponuje 10-bitovým A/D převodníkem, který poskytuje 1024 kvantizačních úrovní. Maximální vzorkovací frekvence se u ATmega mikroprocesorů (Nano a další) pohybuje až k hodnotám kilohertzů. Přesná hodnota ale úzce závisí na užitém komunikačním programu při případném softwarovém zpracování. Vlastní napájení desky a další přenos dat s počítačem je zajištěn přes stíněný propojovací kabel USB A 2.0 - USB mini B 2.0 výrobce Hama o délce 1,8 m. Základní vykreslení neupravených dat lze zobrazit v programovém prostředí Arduino Software (IDE).

Ke komunikaci hardwaru s vybraným softwarovým prostředím je na desku nahrán ovládací toolkit, jmenovitě LabView interface for Arduino (LIFA). LIFA toolkit slouží k základním operacím při tvoření aplikace a obsahuje množství jednoduchých knihoven blokových schémat. Pro optimalizaci komunikace byl navíc přidán toolkit LINX vytvořený komunitou MakerHub, který rozšiřuje možnosti zpracování signálu a podporuje i rozdílná hardwarová rozhraní. Získaná data z Arduino desky se přenáší do programového prostředí LabView 2015 (National Instruments) a zde se dále zpracovávají.

2.4 Kryt spirometru

Kryt spirometru byl vytvořen stejně jako clona v programovém prostředí SolidWorks. V krytu je uložena napájecí baterie, měřicí clona, deska plošných spojů s tlakovými senzory a napětřovou referencí, vypínač a vývojová deska Arduino Nano. Kryt je 75 mm široký, 140 mm dlouhý a 40 mm vysoký (obrázek 2.7). Tisk krytu jsem provedl na 3D tiskárně Original Prusa i3 MK2 (Prusa Research s.r.o., Česká republika).



Obrázek 2.7: Sestava krytu a měřicí clony v programu SolidWorks.

K zajištění čistoty spirometru by vytvořen a vytisknut na 3D tiskárně redukci pro spirometrický náustek s antibakteriálním filtrem Pulmosafe II (MR Diagnostic s.r.o, Česká republika).

2.5 Softwarové rozhraní

Spirometrická aplikace je rozdělena do několika bloků, které spojením vytvoří plnohodnotný zpětnovazební člen pro řízení dechového vzoru. Aplikaci tvoří dva stavové automaty, které zajišťují funkčnost aplikace.

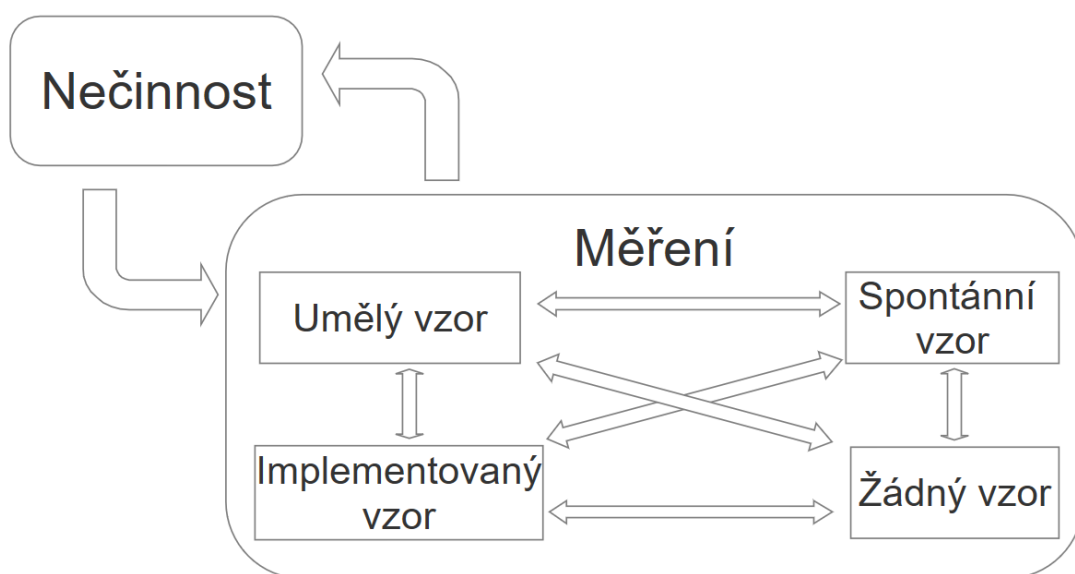
První stavový automat obsahuje stav nečinnosti, kdy po spuštění programu vyčkává na impuls pro začátek měření. V tomto stavu také můžeme po stisknutí tlačítka exportu dat získat záznam předchozího měření v programu Excel. Druhým stavem je měření, při kterém se spustí sériová komunikace se spirometrem přes USB kabel. V tomto stavu je neustále měřen statický a diferenční tlak. Naměřená úroveň napětí statického senzoru

tlaku je dle převodní charakteristiky z datasheetu senzoru přepočítána v matematickém scriptu a dále interpretována v numerickém indikátoru a grafu pro pohled na časovou závislost statického tlaku. Napětí naměřené diferenčním tlakovým senzorem je také dle přenosové funkce senzoru přepočítáno na tlak v matematickém scriptu a následný přepočet na objemový průtok je realizován metodou lineární interpolace mezi dvěma nejbližšími body. Tato metoda pracuje s dvěma vektory o stejné délce, a to průtokovým vektorem s hodnotami $\pm 100 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ s diferencí $5 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ a tlakovým vektorem obsahujícím hodnoty tlakových diferencí průtokové charakteristiky vytvořené clony. Naměřená hodnota tlaku je porovnána s tlakovým vektorem k získání dvou hodnot průtokové charakteristiky, mezi kterými se naměřená hodnota nachází. Paralelně se na stejných místech v průtokovém vektoru vyberou dvě hodnoty průtoku, mezi kterými leží naměřený průtok. Rozdíl naměřené hodnoty tlaku a nejbližší nižší hodnoty průtokové charakteristiky je dán do poměru s rozdílem nejbližší vyšší a nižší hodnoty průtokové charakteristiky. Tento poměr udává umístění hledaného objemového průtoku v paralelním intervalu objemového vektoru. Poměr je následně vynásoben diferencí objemového vektoru a přičten k hodnotě průtoku odpovídající nejbližší nižší tlakové hodnotě průtokové charakteristiky. Blok měření průtoku lze vypnout a zapnout z čelního panelu aplikace. Naměřený průtok je následně vykreslen na hlavním grafickém monitoru spolu s dechovým vzorem.

Pro vyhodnocení odchylky měřeného průtoku od dechového vzoru je vytvořeno třístupňové porovnávací kritérium závislé na uživatelem zadaném parametru maximální odchylky od vybraného vzoru a minimálním časovém intervalu, po který musí zadaná odchylka být. Časová hodnota je přepočítána dle vzorkovací frekvence na počet rozdílů měřeného průtoku a vykresleného vzoru. Dále je počítána průměrná hodnota odchylky ve vybraném časovém okně a porovnána se zadanou hodnotou přípustné chyby. Velikost odchýlení vyšší, než je dvojnásobek zadaného parametru odchylky signalizuje čelní panel rozsvícením červeného indikátoru. Pokud je průměrná odchylka nižší než zadaná odchylka, tak se na čelním panelu rozsvítí zelený indikátor. Interval mezi výše uvedenými hodnotami signalizuje žlutý indikátor. Posledním blokem stavu měření je druhý stavový automat přepínající jednotlivé možnosti dechových vzorů.

Výchozím stavem druhého stavového automatu při iniciaci měření je umělý dechový vzor sinusového profilu, u kterého může uživatel měnit amplitudu průtoku, dobu nádechu a dobu výdechu. Na připnutých indikátorech může vidět odpovídající dechový objem

v mililitrech a frekvenci dýchání v počtech dechů za minutu. Výpočet dechového objemu je realizován integrací sinusového signálu o zadaných parametrech a délce jedné půlperrody. Pro vykreslení sinusového profilu vzoru jsem využil Matlab script, který kombinuje dva cosinové signály a daných parametrech pro inspirium a expirium. Druhým stavem je spontánní dechový vzor, který vznikne naměřením aktuálního dechového průtoku až do délky 900 vzorků, což odpovídá 15 sekundám záznamu. Po ukončení načítání vzoru se přepínačem začne měřený záznam vykreslovat jako dechový vzor. U tohoto vzoru lze uživatelem upravit parametr amplitudy. Třetí možností je implementování vlastního dechového vzoru ve formátu textového souboru, ve kterém jsou jednotlivé hodnoty průtoku odděleny čárkou. Takto vytvořený vzor lze načíst a po iniciaci stavu program přečte soubor a jednotlivé vzorky začne vykreslovat. Čtvrtým stavem druhého automatu je vypnutí dechového vzoru, pokud chce uživatel sledovat jen samotný vytvořený dechový průtok probanda. Blokové schéma stavů spirometrické aplikace je na obrázku 2.8.



Obrázek 3.8: Blokové schéma stavů spirometrické aplikace

2.6 Zpracování naměřených dat

K vytvoření korekční křivky byla měřená hodnota experimentálním spirometrem brána jako průměrná hodnota z 900 naměřených hodnot průtoku při definované hodnotě průtoku, který měřil kalibrační průtokoměr VT Mobile. Průměrem hodnot přes časové okno 15 sekund dojde k eliminaci faktoru šumu.

Pro statistické zhodnocení odchylky od kalibračního průtokoměru byla vypočtena střední hodnota a směrodatná odchylka rozdílu naměřených hodnot při kalibračním měření pro inspirium i expirium. Z těchto hodnot byla stanovena horní hranice intervalu spolehlivosti pro střední hodnotu odchylka experimentálního spirometru, vztažená k hladině významnosti 5 %. K výpočtu byla použita rovnice [25]:

$$\mu \leq \bar{x} + t_{1-\alpha}(n-1) \cdot \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (2.4)$$

kde \bar{x} je střední hodnota odchylky od kalibračního přístroje, $t_{1-\alpha}(n-1)$ je kvantil Studentova rozdělení s $n-1$ stupni volnosti, α je zvolená hladina významnosti, s je směrodatná odchylka, n je počet měření.

Druhým parametrem pohledu na přesnost experimentálního spirometru je určení relativní chyby spirometru ze vzorce [25]:

$$\delta = \frac{|x_t - x_m|}{x_t} \cdot 100 \quad (2.5)$$

kde x_t je naměřená hodnota průtoku kalibračním průtokoměrem VT Mobile, x_m je naměřená hodnota experimentálním spirometrem.

Pro zjištění maximálního průtočného odporu R_p spirometrické clony byl užit vzorec pro výpočet [8]:

$$R_p = \frac{\Delta p}{Q_{aw}} \quad (2.6)$$

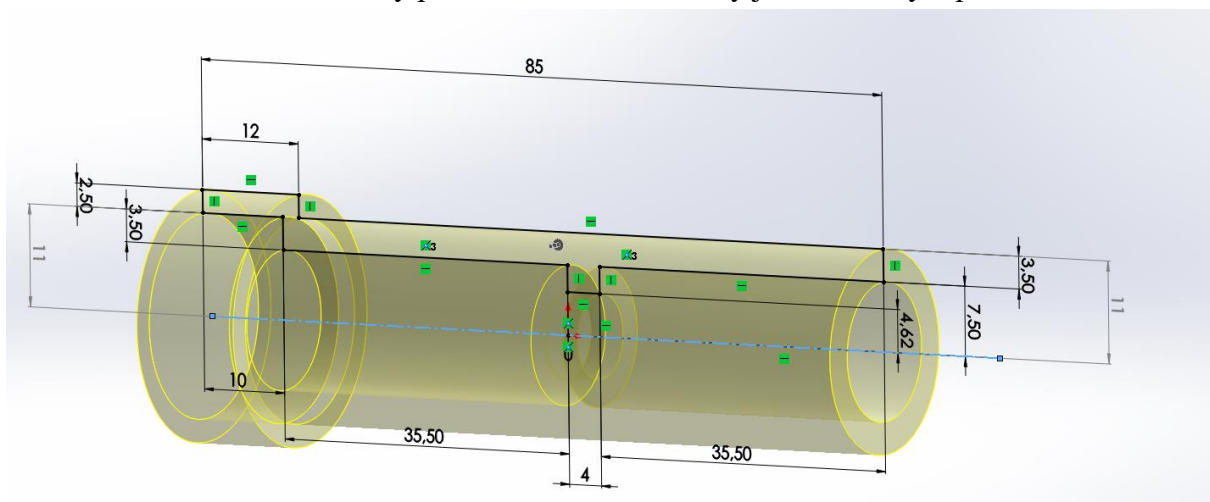
kde Δp je tlaková diference na cloně, Q_{aw} je objemový průtok clonou.

3 Výsledky

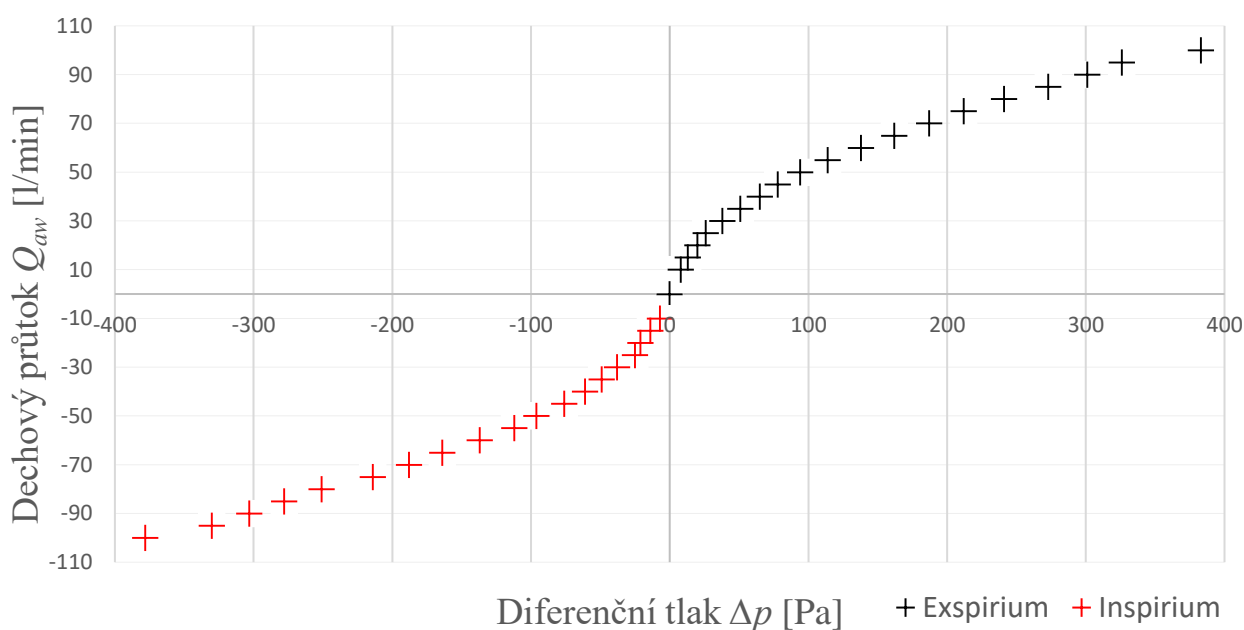
V této kapitole jsou uvedeny výstupy praktické části bakalářské práce, jmenovitě vytvoření experimentálního spirometru a programového prostředí LabView pro vyhodnocení dat z přípravku včetně porovnání s vybraným dechovým vzorem.

3.1 Experimentální spirometr

Měřicí částí spirometru je vyrobená centrická pravoúhlá diferenční clona o rozměrech uvedených na obrázku 3.1. Průtoková charakteristika vytvořené clony je uvedena na obrázku 3.2. Pro clonu je hodnota poměrového koeficientu beta 0,616 z rovnice 2.2 a o ověření laminarity proudění vypovídá hodnota Reynoldsova čísla z rovnice 2.1 o hodnotě 1582,42. Naměřené hodnoty průtokové charakteristiky jsou uvedeny v příloze B.



Obrázek 3.1: Rozměry měřicí clony (rozměry jsou uvedeny v mm).



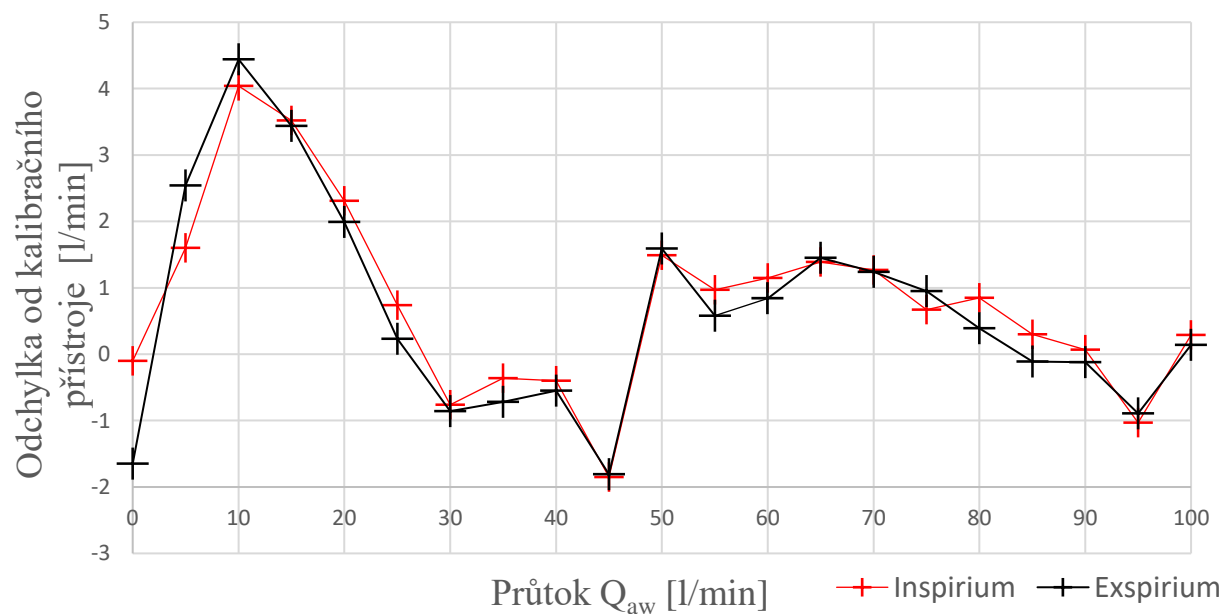
Obrázek 3.2: Průtoková charakteristika měřicí clony.

Veškeré součásti spirometru jsou uloženy ve vytvořeném pouzdře, ke kterému lze připojit redukce s antibakteriálním filtrem pro trénování zvoleného dechového vzoru. Realizace spirometru je vyobrazena na obrázku 3.3.



Obrázek 3.3: Realizace experimentálního spirometru.

Výsledkem kalibračního měření je statistické zhodnocení naměřených hodnot průtoku ze spirometru a kalibračního průtokoměru VT Mobile firmy FLUKE Biomedical. Výsledné hodnoty korekční křivky jsou uvedeny na obrázku 3.4. Naměřené hodnoty jsou uvedeny v příloze B.



Obrázek 3.4: Korekční křivka z kalibračního měření experimentálního průtokoměru.

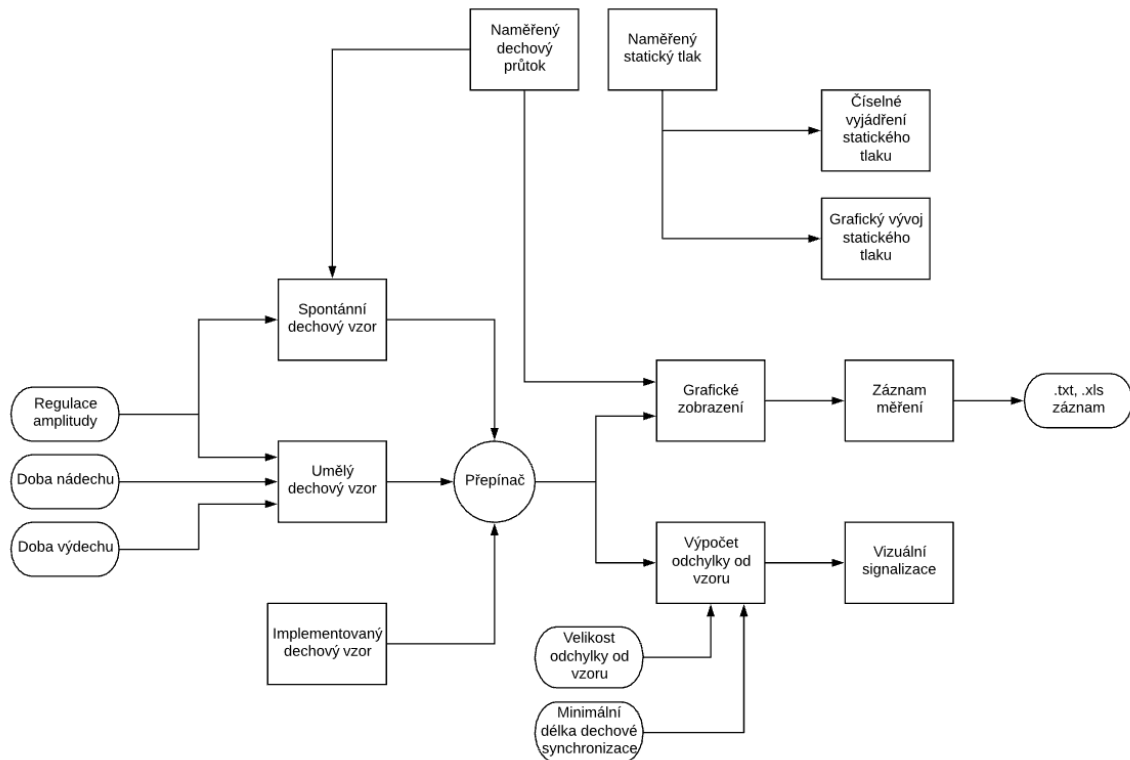
Ze získaných dat je vytvořena tabulka parametrů vytvořeného experimentálního spirometru (tabulka 3.1)

Tabulka 3.1: Parametry experimentálního spirometru.

Rozsah měření průtoku ($l \cdot \text{min}^{-1}$)	+/- 100					
Intervaly rozsahu	Průměrné hodnoty					
	Q_{aw} do $20 l \cdot \text{min}^{-1}$		Q_{aw} nad $20 l \cdot \text{min}^{-1}$		Celý rozsah měření	
Orientace průtoku	Inspirium	Exspirium	Inspirium	Exspirium	Inspirium	Exspirium
Relativní chyba průtokoměru (%)	26,85	32,02	1,63	1,50	14,24	16,76
Odchylka průtokoměru ($l \cdot \text{min}^{-1}$)	3,35	3,56	1,05	0,99	1,62	1,64
Maximální průtočný odpor clony ($\text{Pa} \cdot \text{min} \cdot l^{-1}$)	3,83					
Maximální měřitelná tlaková diference (Pa)	+/- 996					
A/D převodník	10-ti bitový					
Komunikační rozhraní	USB mini B 2.0					
Teplotní rozsah měření ($^{\circ}\text{C}$)	-10 až 50					

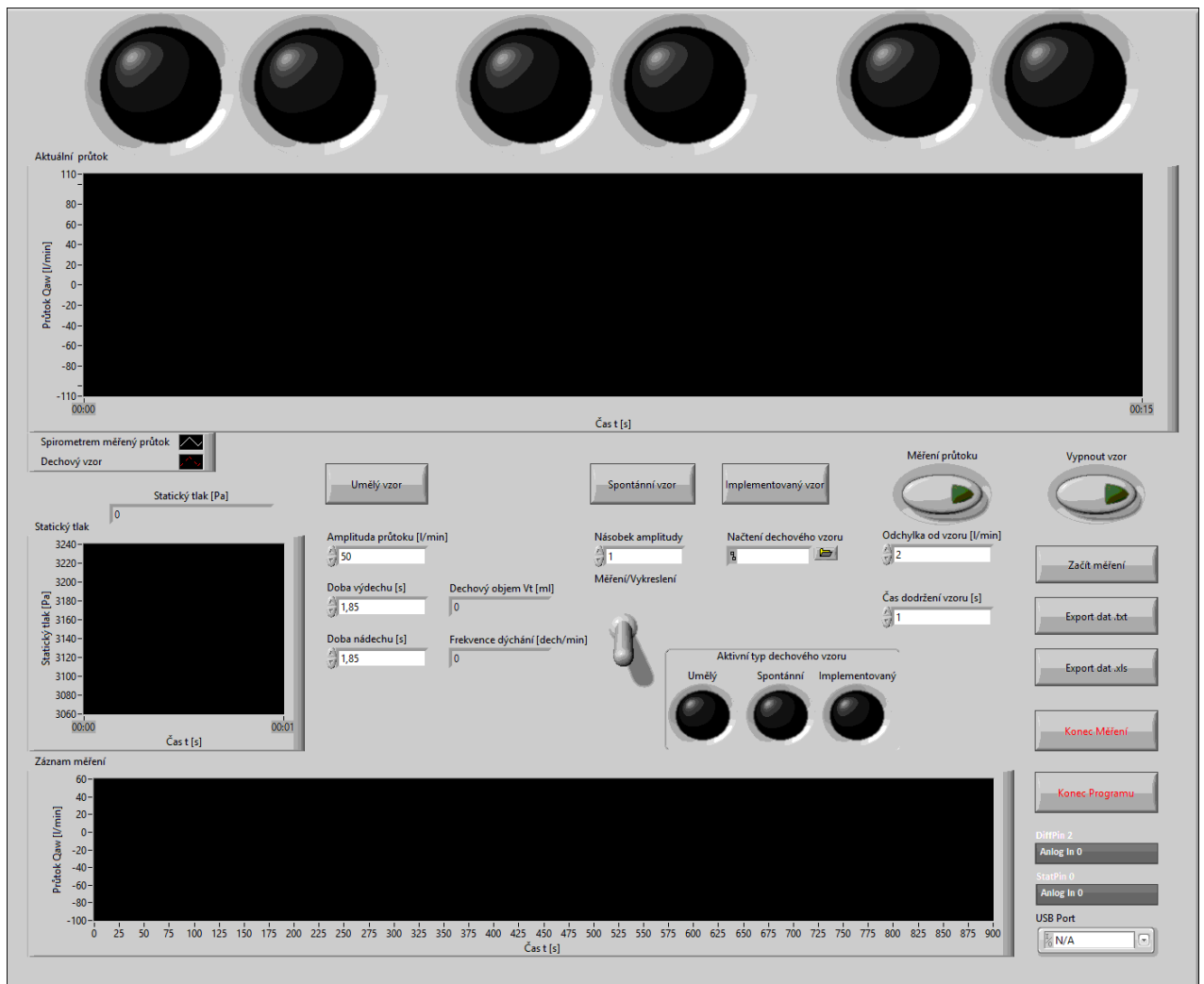
3.2 Grafické uživatelské rozhraní

Vytvořená aplikace se skládá z několika částí, které slouží k vytvoření dechové zpětné vazby pro probanda. Celé funkční blokové schéma je uvedeno na obrázku 3.5.



Obrázek 3.5: Blokové schéma spirometrické aplikace.

Vytvořená aplikace umožňuje tři možné cesty vytvoření dechového vzoru pro sledování, včetně regulace parametrů těchto vzorů, měření průtoků a statického tlaku ve spirometru. Zpětnou vazbou pro probanda je třístupňová vizuální signalizace, jejíž hranice stanovuje uživatel. Po ukončení měření lze záznam vyexportovat ve formátech .txt nebo .xls. Čelní panel aplikace je zachycen na obrázku 3.6.



Obrázek 3.6: Frontpanel spirometrické aplikace pro řízení dechového vzoru.

4 Diskuse

Hlavním výsledkem práce je vytvoření experimentálního spirometru a spirometrické aplikace pro spirofeedback. Průtokoměrem vytvořeného spirometru je obstrukční centrická kruhová clona s poměrovým koeficientem 0,616. Jde o pasivní pneumatický odporový člen s odporovou charakteristikou, která se řídí mocninou závislostí. Rozměry samotné clony jsou uvedeny na obrázku 3.1. Charakteristiku lze rozdělit do dvou částí z hlediska přesnosti určení hodnoty průtoku. V intervalu do $20 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ je charakteristika výrazně nelineární, o čemž vypovídá zvýšená relativní chyba měření i odchylka. V případě lavinových experimentů se ale průtok probandů pohybuje nad tímto intervalem zatíženém vyšší chybou. V intervalu od $20 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ je naopak charakteristika linearizovaná, což je patrné z přesnějších měření průtoků v porovnání s kalibračním průtokoměrem VT Mobile. Maximální průtočný odpor diferenční clony je $3,83 \text{ Pa}\cdot\text{min}\cdot\text{l}^{-1}$, oproti clone D-Lite (cca $8 \text{ Pa}\cdot\text{min}\cdot\text{l}^{-1}$) je tato hodnota přibližně poloviční.

Tisknutím clony na dvě části může způsobit, že při zpětném spojení nebude clona přesně vycentrovaná a může docházet k nesouměrnému průchodu tekutiny. Tento problém se ale při měření charakteristiky závažně neprojevil, tudíž usuzuji, že by clona musela být decentralizovaná do větší míry a jednalo by se o hrubou chybu. Za místo odběru jsem zvolil radiusové odběry kvůli velkému šumu, který se vyskytuje při měření koutových odběrů, což je patrné z hodnot v tabulce 2.1. Lehká fluktuace hodnot tlaku může být způsobena neustálenými turbulencemi proudění za clonou nebo nedostatečným zarovnáním odběrových míst. Tento nerovnoměrný přechod způsobí nehomogenitu v proudění. Zvolená hodnota šířky clony na 4 mm je z důvodu, že se tento parametr na výsledné tlakové diference majoritně neprojevuje. Se snížením z 8 mm na 4 mm klesla naměřená diference jen o 40 Pa. Parametr šířky clony slouží spíše k jemnému doladění na specifickou hodnotu tlakové diference. Parametr průměru clony je mocninná závislost, která je směrodatná při návrhu obstrukčního členu.

Při řešení napájení senzorů jsem využil dvě paralelní napěťové reference kvůli zajištění co největší časové stálosti a snížení celkového proudu procházejícího referencí. Dalším možným řešením využít 3,3V výstupní hodnoty pinu na desce a pomocí step-up měniče vytvořit potřebnou referenční hodnotu pracovního napětí. Samotný pin napájení poskytuje dostatečnou maximální hodnotu proudu o velikosti 50 mA. Jiné Arduino klony disponují i 5V napájecími piny a poskytují až 200 mA, v tomto případě by odpadla

nutnost napěťové reference. Nevýhodou těchto možností je těsná závislost na stabilitě napájení samotné desky. Při náhodném odpojení kabelu dojde k úplnému výpadku celého přístroje. Z tohoto hlediska je největší riziko odpojení USB konektoru u počítače.

V rámci vylepšení funkčnosti spirometru by se do spirometru mohlo zařadit více clon (nebo jen zúžení na revolverovém výměníku), u kterých by se měnil průtočný odpor. Uživatel by takto mohl v aplikaci volit potřebné parametry průtočného odporu a tím i kalibrační rovnice, dle kterých software počítá hodnoty průtoku. Možnost výměny clony by ale znamenala úpravy v krytu spirometru, například přidání magnetů nebo svorek. Vážnou limitací by se ale stalo přepojování hadiček pro odběrová místa, což by znamenalo odebrání víka a práci v prostoru krytu. Při otočném výměníku by musela být dodržena těsnost na statickou část a možné úniky by významně zatížily měření chybou. Pokud by volba průtočného odporu, a tím i maximální diference clony, překročila dynamický rozsah tlakového senzoru, tak by musel být spirometr vybaven více senzory pro různé rozsahy a spirometrická aplikace by řídila přepínání sensoriky v souladu s vybraným parametrem clony. Celkové dimenzování použitého senzoru tlakové diference ale umožňuje užívání clon až do hodnot odporu srovnatelných s clonou D-Lite.

Možnou inovací spirometrické aplikace by byl generátor dechového vzoru, u kterého by odpadla nutnost implementace knihovny vzorů. Uživatel by si vybíral ze základních matematických funkcí, moduloval je dle parametrů a řadil za sebe dle potřeby. Takováto implementace vzoru by ale znamenala nutnost dodržení spojitosti jednotlivých signálů, což by přidávalo na složitosti a vyžadovala by více času na vytvoření. Z tohoto hlediska je uživatelsky přívětivější vytvoření vzoru např. v Matlabu a ten implementovat.

Při potřebě zvýšení vzorkovací frekvence aplikace by musel být vytvořen jiný komunikační protokol. Možnou volbou je využití DAQ karet pro konverzi a přenos dat do počítače, tento krok by ale znamenal odstranění Arduino mikroprocesoru a přidal by další zařízení do cesty mezi průtokoměrem a počítačem. Dalším omezením maximální vzorkovací frekvence je LIFA, u něhož záleží na tvůrci modulu, který je nahrán na mikroprocesor. Nejjednodušší cestou pro zvýšení vzorkovací frekvence a celkovou úpravu komunikační cesty ze spirometru do počítače by byl modul ACCL. Arduino Compatible Compiler for Labview je ale placený software, tudíž nebyl při realizaci práce zahrnut do návrhu možných řešení. Dalším možným krokem by mohlo být srovnání volně dostupných komunikačních modulů s placenými verzemi.

5 Závěr

Výsledkem mé bakalářské práce je realizace experimentálního spirometru pro zpětnovazební řízení dechového vzoru a spirometrické aplikace, která zpracovává naměřená data ze spirometru a umožňuje regulaci dechového vzoru.

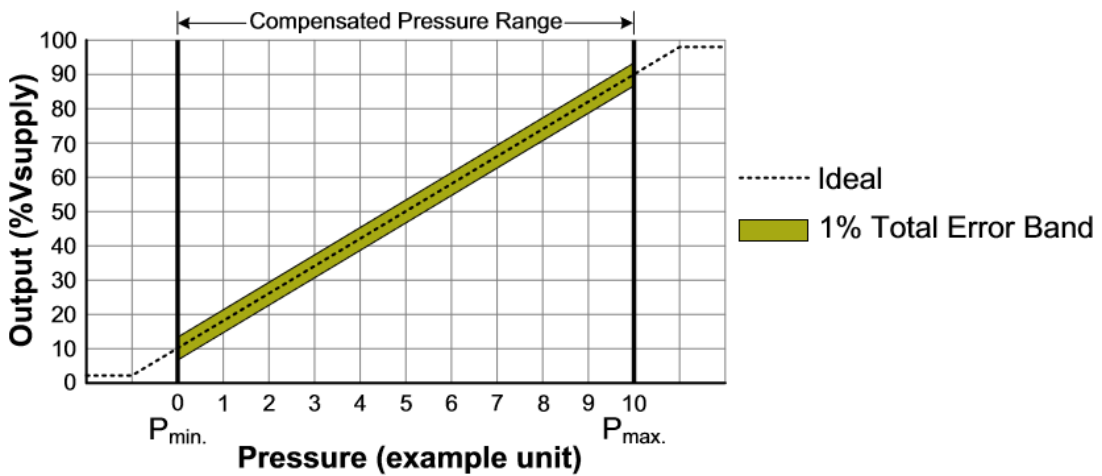
Spirometr disponuje dynamickým rozsahem měření průtoků do $100 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ pro exspirium i inspirium. Průtokoměrným členem je centrická kruhová clona, na které je měřen diferenční tlak vzniklý při průchodu tekutiny. Spirometrická aplikace umožňuje tři možnosti výběru dechového vzoru, od uměle vytvořeného, přes vlastní naměření vzoru spirometrem, po implementaci vzoru z textového souboru. Probanda instruuje k dodržení vzoru tříступňová barevná signalizace řízená velikostí průměrné odchylky po stanovený čas. Parametry regulující dodržení zadává uživatel aplikace. Přesnost spirometru byla ověřena kalibračním průtokoměrem VT Mobile.

Seznam použité literatury

- [1] CHADIMA, David. *Vliv dechového vzoru na dobu přežití člověka zasypaného lavinovým sněhem*. 2018. Bachelor's Thesis. České vysoké učení technické v Praze. Vypočetní a informační centrum.
- [2] LECHAUVE, J. B., et al. Breathing patterns during eccentric exercise. *Respiratory physiology & neurobiology*, 2014, 202: 53-58.
- [3] SEIVA s.r.o., 2016. Spirometrie. SEIVA Cardiology manufacturer [online]. [Cit. 21.2.2019]. Dostupné z: <http://www.seiva.cz/product-details/mir-spirobank-ii/>
- [4] POLYMED, 2012. Průduky. *POLYMED medical CZ, a.s.* [online]. [Cit. 21.2.2019]. Dostupné z: <http://www.polymed.eu/spirometr-spirolab-iii-oxy-dt>
- [5] MR-Diagnostic, 2016. Spirometrie. *MR-Diagnostic* [online]. [Cit. 21.2.2019]. Dostupné z: <https://www.mr-diagnostic.cz/spirostik>
- [6] MILLER, Martin Raymond, et al. General considerations for lung function testing. *European Respiratory Journal*, 2005, 26.1: 153-161.
- [7] JONES, Deric P. (ed.). *Biomedical sensors*. Momentum press, 2010.
- [8] ĎAĎO, Stanislav; BEJČEK, Ludvík; PLATIL, Antonín. *Měření průtoku a výšky hladiny*. BEN-technická literatura, 2005.
- [9] FLOW, OMEGA Complete. *Level Measurement Handbook and Encyclopedia®*. 1995.
- [10] LIPTÁK, B. G. 2.14 Orifices.
- [11] GALLAGHER, James E. *Natural gas measurement handbook*. Houston, Tex.: Gulf Pub., c2006. ISBN 9781933762005.
- [12] KUDRNA, Petr; ROŽÁNEK, Martin; HŘIBALOVÁ, Barbora. Flow measuring during neonatal high frequency jet ventilation using orifice plate. *Biomedizinische Technik*, 2014, 59: 252-254.
- [13] FORTUNA, Armando de O.; GURD, John R. Numerically based design of an orifice plate flowmetering system for human respiratory flow monitoring. *Annals of biomedical engineering*, 1999, 27.3: 356-365.
- [14] GOERRES, Gerhard W., et al. PET/CT of the abdomen: optimizing the patient breathing pattern. *European radiology*, 2003, 13.4: 734-739.
- [15] YUAN, George; DROST, Nicole A.; MCIVOR, R. Andrew. Respiratory rate and breathing pattern. *McMaster University Medical Journal*, 2013, 10.1: 23-25.

- [16] MORTOLA, Jacopo P. How to breathe? Respiratory mechanics and breathing pattern. *Respiratory physiology & neurobiology*, 2018.
- [17] BENCHETRIT, Gila. Breathing pattern in humans: diversity and individuality. *Respiration physiology*, 2000, 122.2-3: 123-129.
- [18] ALINOVI, Davide, et al. Markov chain modeling and simulation of breathing patterns. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017, 33: 245-254.
- [19] JAWORSKI, Jacek; BATES, Jason HT. Sources of breathing pattern variability in the respiratory feedback control loop. *Journal of theoretical biology*, 2019.
- [20] AZAB, Nourane Y., et al. Breathing pattern in asthmatic patients during exercise. *Egyptian Journal of Chest Diseases and Tuberculosis*, 2015, 64.3: 521-527.
- [21] National Instruments – NI LabVIEW user manual [online]. [cit. dne 12. 3. 2019] Dostupný z: <http://www.ni.com/pdf/manuals/320999e.pdf>
- [22] ČSN EN ISO 5356-1. Anestetické a respirační přístroje – Kuželové konektory – Část 1: Kuželové zástrčky a zásuvky. Praha: ÚNMZ, 2015.
- [23] POLÁK, Jiří. *Hodnocení dechové práce*. 2017. Master's Thesis. České vysoké učení technické v Praze. Vypočetní a informační centrum.
- [24] MILLER, R. W. *Flow Measurement Engineering Handbook*, McGrawHill, New York, 3rd. edition, 1996.
- [25] PAVLÍK, Tomáš a Ladislav DUŠEK. *Biostatistika*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012. ISBN 97880-7204-782-6.

Příloha A: Přenosové funkce senzorů



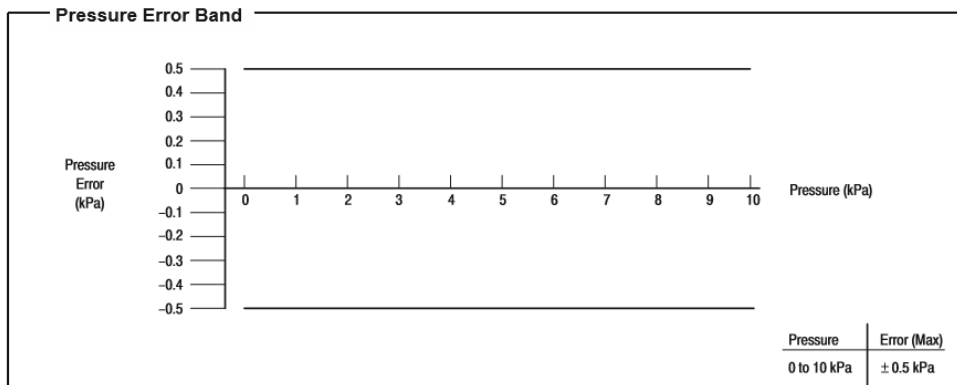
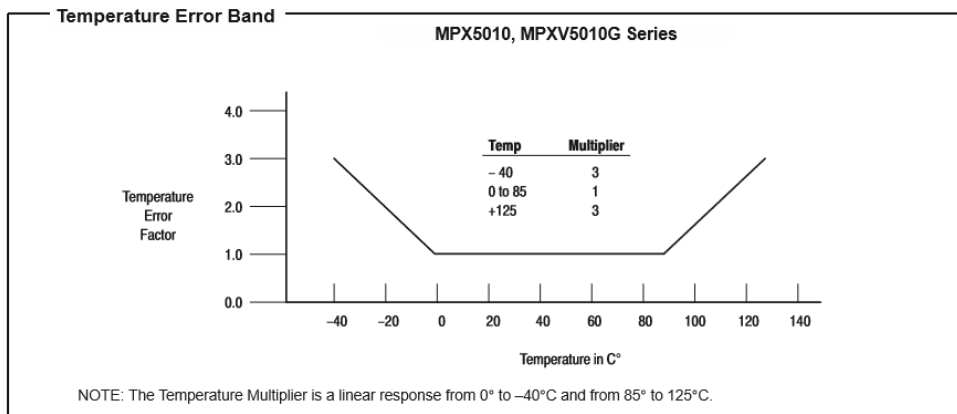
$$\text{Output (V)} = \frac{0.8 \times V_{\text{supply}}}{P_{\text{max.}} - P_{\text{min.}}} \times (\text{Pressure}_{\text{applied}} - P_{\text{min.}}) + 0.10 \times V_{\text{supply}}$$

Obrázek A.1: Přenosová funkce senzoru diferenčního tlaku

MPX5010 MPXV5010G SERIES

Transfer Function (MPX5010, MPXV5010G)

Nominal Transfer Value: $V_{\text{out}} = V_S \times (0.09 \times P + 0.04) \pm (\text{Pressure Error} \times \text{Temp. Factor} \times 0.09 \times V_S)$
 $V_S = 5.0 \text{ V} \pm 0.25 \text{ Vdc}$



Obrázek A.2: Přenosová funkce senzoru statického tlaku

Příloha B: Naměřené hodnoty průtokové charakteristiky a kalibračního měření

Tabulka hodnot průtokové charakteristiky vytvořené clony

Objemový průtok Q_{aw} [l/min]	Diferenční tlak Δp [Pa]		
	+/-	Inspirium	Exspirium
5		4	-3
10		8	-7
15		13	-14
20		20	-21
25		26	-25
30		38	-38
35		51	-49
40		65	-61
45		78	-76
50		94	-96
55		114	-112
60		138	-137
65		162	-164
70		187	-188
75		212	-214
80		241	-251
85		273	-278
90		301	-303
95		326	-330
100		383	-378

Tabulka hodnot z kalibračního měření

Průtokoměr VT Mobile	Experimentální průtokoměr	
	+/- [l/min]	Inspirium [l/min]
0	0,10	-1,65
5	3,40	-2,46
10	5,96	-5,56
15	11,48	-11,56
20	17,69	-18,01
25	24,26	-24,77
30	30,76	-30,86
35	35,36	-35,72
40	40,40	-40,55
45	46,85	-46,81
50	48,51	-48,41
55	54,03	-54,42
60	58,85	-59,16
65	63,61	-63,55
70	68,73	-68,76
75	74,33	-74,05
80	79,15	-79,61
85	84,70	-85,11
90	89,93	-90,12
95	96,03	-95,89
100	99,71	-99,86

Příloha C: Návod pro měření experimentálním spirometrem

Návod pro použití experimentálního spirometru pro zpětnovazební řízení dechového vzoru

- 1) Pomocí USB kabelu propojte experimentální spirometr s PC.
- 2) Ke spirometru připojte antibakteriální filtr s redukcí.
- 3) V programovém prostředí LabView otevřete spirometrickou aplikaci.
- 4) V programu vyberte piny pro snímání tlaku a USB port, na který je připojen spirometr.
- 5) Spusťte napájení spirometru spínačem na boku spirometru.
- 6) Proband si nasadí na nos klips a vloží náustek filtru do úst.
- 7) Spusťte program.
- 8) Tlačítkem „Začít měření“ zahájíte měření.
- 9) V grafickém rozhraní vyberte požadovanou možnost dechového vzoru s možností úpravy parametrů vzoru včetně požadované odchylky a tlačítkem „Měření průtoku“ zahajte snímání průtoku spolu s vybraným dechovým vzorem.
- 10) Po natrénování dechového vzoru tlačítkem „Konec Měření“ ukončete měřicí část.
- 11) Tlačítkem „Export“ lze vyexportovat průběh měření zachycený v grafu ve vybraném formátu.
- 12) Tlačítkem „Konec Programu“ ukončete spirometrickou aplikaci.