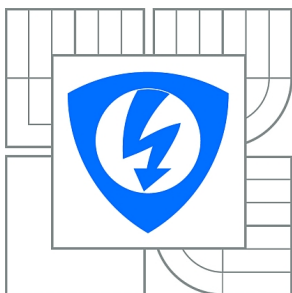


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

SROVNÁNÍ PŘESNOSTI SPIROMETRICKÝCH PŘÍSTROJŮ

COMPARISON OF SPIROMETRIC INSTRUMENTS' PRECISION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

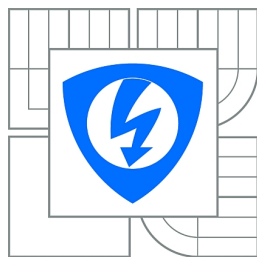
LUCIE CHMELÍKOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. VLADIMÍR SLÁVIK

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Lucie Chmelíková

ID: 147485

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Srovnání přesnosti spirometrických přístrojů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem spirometrických měření a funkce spirometrů. 2) Prostudujte možnosti využití výukového měřicího systému Vernier LabPro pro získání dat ze spirometrického senzoru a možnosti zpracování těchto dat v prostředí LabView. 3) Sestavte pomocí zmíněných systémů jednoduchý spirometrický měřič plicních objemů. 4) Zkonstruuje vhodný přípravek pro opakovatelnou simulaci nádechu a výdechu. 5) Použijte sestavený měřič a další kalibrované přístroje s přípravkem ve vhodném rozsahu objemů a průtoků. 6) Proveďte rovněž měření na vzorku několika osob. 7) Výsledky měření srovnajte, statisticky vyhodnoťte a komentujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] WEBSTER J. G.: Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation, John Wiley & Sons, Inc, 2006, ISBN: 978-0-471-26358-6.

[2] PRŮDEK, C.: Měřič krevního tlaku. Diplomová práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2010.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Vladimír Slávik

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Tato práce se zabývá funkčním vyšetřením plic s důrazem na spirometrii. První část nás seznamuje s popisem a vlastnostmi plic, dále přehledně kategorizuje seznam parametrů indikujících jejich funkčnost a momentální stav. Také podává ucelené informace o principech přístrojů měřících tyto hodnoty. V návaznosti na první část je v další vysvětlen a popsán vytvořený virtuální nástroj v programovacím prostředí LabVIEW – jednoduchý spirometrický měřič plicních objemů. Dovede zpracovat měřený signál ve spirometrickou křivku a tu pak dále automaticky hodnotit pomocí detekce píků. Program je rozšířen o možnost uložení naměřených hodnot do souboru. V poslední části práce je čtenáři přiblíženo statistické hodnocení dat, konkrétně dat z vytvořeného programu a dalšího spirometru. Kapitola obsahuje přehled výsledků několika statistických analýz. Získáváme tak rozšiřující znalosti funkčnosti spirometrických sond a přístrojů.

Klíčová slova

Spirometrie, spirometr, LabVIEW, zpracování signálu, detekce píků, statistika, testování hypotéz

Abstract

This thesis deals with pulmonary testing with emphasis to spirometry. In the first part is introduced and described pulmonary system and its attributes. There is a clear and complete list of pulmonary characteristics and parameters. It contains integrated summary of principles that are used for pulmonary measurement devices. First part is followed by description of created virtual device using LabVIEW programming. Simple meter of lung volumes can easily create spirometric curve and automatically evaluate desired values of volume. Program is further enhanced with optional archiving of measured spirometric curve. The last part of this thesis uses statistic testing for deciding of validity or invalidity of hypothesis. By statistic testing of hypothesis we are gaining and expanding basic knowledge about spirometric devices.

Key Words

Spirometry, spirometer, LabVIEW, signal processing, peak detection, statistics, hypothesis testing

CHMELÍKOVÁ, L. *Srovnání přesnosti spirometrických přístrojů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 49 s.
Vedoucí bakalářské práce Ing. Vladimír Slávik

.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Srovnání přesnosti spirometrických přístrojů jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 30. května 2014.

.....

(podpis autora)

Poděkování

Je mou milou povinností poděkovat panu Ing. Vladimírovi Slávikovi, vedoucímu mé práce, za jeho čas, ochotu, inspiraci a především trpělivost, kterou mi při konzultacích a v průběhu zpracování bakalářské práce věnoval.

V Brně dne 30. května 2014.

.....

(podpis autora)

Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ	VIII
ÚVOD	1
1. PLÍCE A JEJICH VLASTNOSTI.....	2
1.1 STAVBA PLIC	2
1.2 FUNKCE PLIC	2
2. FUNKČNÍ VYŠETŘENÍ PLIC	3
2.1 TYPY VYŠETŘENÍ	3
2.2 PLICNÍ OBJEMY A KAPACITY.....	3
2.2.1. <i>Statické plicní objemy</i>	3
2.2.2. <i>Statické plicní kapacity</i>	4
2.2.3. <i>Dynamické plicní veličiny</i>	4
3. SPIROMETRIE	5
3.1 SPIROMETR	5
3.1.1. <i>Historie</i>	5
3.1.2. <i>Principy spirometrů</i>	5
3.1.3. <i>Principy pneumotachografů</i>	6
3.1.4. <i>Kalibrace spirometru</i>	8
3.2 INDIKACE A PRŮBĚH SPIROMETRICKÝCH MĚŘENÍ	9
3.3 HODNOCENÍ SPIROMETRICKÝCH PARAMETRŮ	9
3.3.1. <i>Křivka objem-čas</i>	10
3.3.2. <i>Křivka průtok – objem</i>	10
3.4 METODY VYŠETŘENÍ PLIC	10
3.4.1. <i>Základní vyšetřovací metody</i>	10
3.4.2. <i>Rozšířené vyšetřovací metody</i>	11
4. REALIZACE SPIROMETRU	12
4.1 POUŽITÉ NÁSTROJE	12
4.2 SPIROMETR V LABVIEW	13
4.2.1. <i>Čelní panel – uživatelské rozhraní</i>	13
4.2.2. <i>Blokový diagram</i>	14
4.2.3. <i>Načítání signálu</i>	15
4.2.4. <i>Úprava signálu</i>	16
4.2.5. <i>Tvorba spirometrické křivky a detekce amplitud</i>	16
4.2.6. <i>Hodnocení spirometrické křivky</i>	17
4.2.7. <i>Nastavení defaultních hodnot a ukončení programu</i>	19
4.2.8. <i>Uložení signálu a hledaných hodnot</i>	19
5. STATISTICKÉ HODNOCENÍ DAT	20
5.1 PŘÍPRAVEK PRO SIMULACI NÁDECHU A VÝDECHU.....	20
5.2 STANOVENÍ HYPOTÉZ.....	21
5.2.1. <i>Normální rozdělení</i>	22
5.2.2. <i>Wilcoxonův párový test</i>	23
5.2.3. <i>Mannův - Whitneyův test</i>	24
5.3 MĚŘENÍ NA DOBROVOLNÍCÍCH	26
5.4 KOREKCE HODNOT	27
5.4.4. <i>Korekce naměřených hodnot testovaných dobrovolníků</i>	27
5.4.5. <i>Chyby přístrojů</i>	29

ZÁVĚR	30
LITERATURA.....	31
PŘÍLOHY.....	I
<i>Příloha 1: Vstupní data pro analýzy</i>	<i>I</i>
<i>Příloha 2: Výsledky analýz.....</i>	<i>IV</i>
<i>Příloha 3: Spirometr v LabVIEW.....</i>	<i>VIII</i>

Seznam obrázků

Obrázek 1: Klasický typ spirometru	6
Obrázek 2: Pneumotachograf typu Lilly [10]	7
Obrázek 3: Pneumotachograf typu Fleisch [10].....	7
Obrázek 4: Křivka průtok – objem [10].....	10
Obrázek 5: Křivka objem – čas [10]	10
Obrázek 6: Sonda spirometru [22]	12
Obrázek 7: LabPro [21].....	12
Obrázek 8: Spirometr Spirobank [8].....	13
Obrázek 9: Čelní panel typ 1.....	14
Obrázek 10: Čelní panel typ 2.....	14
Obrázek 11: Načítání signálu a jeho zobrazení do Waveform Chart grafu.....	15
Obrázek 12: Výběr úseku signálu, tvorba exponenciály, odečtení od signálu a integrace signálu	16
Obrázek 13: Detekce píků a údolí.....	17
Obrázek 14: Automatická detekce a výpočet hledaných hodnot	18
Obrázek 15: Manuální detekce hledaných hodnot	18
Obrázek 16: Nastavení defaultních hodnot	19
Obrázek 17: Uložení signálu do souboru	19
Obrázek 18: Uložení hledaných hodnot do souboru	19
Obrázek 19: Přípravek simulující nádech a výdech	20
Obrázek 20: Přípravek pro simulaci nádechu a výdechu	21
Obrázek 21: Krabicový graf pro srovnání měření vitálních kapacit sond.....	25
Obrázek 22: Korekce pro spirometrické sondy LabPro a spirometr Spirobank.....	28
Obrázek 23: Chyby přístrojů pro měřené průtoky	29

Úvod

Jednou z disciplín dnešní moderní medicíny je diagnostika plic. Zabývá se jejich vyšetřením a to z několika hledisek. Zkoumají se plicní objemy, výměna plynů a dále pulmonální funkční testy. Ty nám umožňují hodnotit vlastní mechaniku dýchání a stanovují statické i dynamické plicní veličiny. Jakožto základní sledované parametry určujeme průtok, objem a tlak dýchaného plynu.

Nezastupitelnou roli ve stanovování těchto parametrů mají medicínské přístroje. Je kladen důraz na stále přesnější a rychlejší vyhodnocení získaných hodnot. Jedním z přístrojů používaných v klinické praxi je spirometr. S ním souvisí měřicí metoda - spirometrie.

Cílem bakalářské práce je realizace spirometru v programovacím prostředí LabVIEW a statistické vyhodnocení z něj získaných dat. K jeho vytvoření je zapotřebí znát měřené parametry, se kterými se seznámíme v první kapitole. Pro doplnění znalostí je zopakována také stavba plic a v dalších kapitolách pronikneme do principů metod jejich vyšetřování. Pro úplnost se seznámíme s různými technickými řešeními konstrukce spirometrů a se způsobem jejich kalibrace.

Po získání těchto znalostí můžeme přistoupit k samotné realizaci spirometru a to ve čtvrté kapitole. V prostředí LabVIEW byl vytvořen virtuální nástroj, který je schopen zobrazit spirometrickou křivku a poté hodnotit požadované parametry plicních objemů. Hodnocení je prováděno automaticky nebo manuálně a z těchto hodnot můžeme odhadovat momentální stav a zdraví plic vyšetřované osoby.

Byl také vytvořen přípravek pro testování spirometrů. Jedná se o simulátor nádechu a výdechu o rozsahu objemů a průtoků průměrných parametrů plic. S ním byla testována sada hypotéz o spirometrických přístrojích a jejich analýzou tak byly získány rozšiřující informace o těchto zařízeních.

1. Plíce a jejich vlastnosti

1.1 Stavba plic

Plíce jsou uloženy v hrudní dutině. Umožňují pohyb vzduchu do těla a ven - ventilaci. Skládají se ze dvou částí a to z pravé plíce, která má tři laloky a levé plíce, která má dva laloky. Tyto dvě části jsou oddělené mezihrudím. Na povrchu plic leží poplicnice, jemná blána srůstající s plicním vazivem. Na poplicnici leží další krycí blána - pohrudnice. Mezera mezi těmito dvěma blánami, tzv. pleurální dutina, je vyplněna malým množstvím tekutiny. Zde je negativní tlak (podtlak). Vlastním místem výměny plynů jsou plicní váčky, jejichž stěny jsou tvořeny plicními sklípky. Stěny alveolů jsou tvořeny respiračním epitelem, ke kterému přiléhají plicní kapiláry. Samotná výměna probíhá difúzí přes alveolo-kapilární stěnu o tloušťce asi 2 μm . [9] [13] [20]

1.2 Funkce plic

Plicní ventilace je, jak již bylo zmíněno, proces, při kterém je nasáván vzduch do plic a vydechován z plic. Je to mechanická činnost. Plíce fungují jako sací čerpadlo při změnách tlaku v plicích. Vdech začíná, když se stáhnou vdechové svaly a zvětší hrudní dutina. Plíce se při tomto ději rozpínají a klesá tlak v plicích pod hodnotu atmosférického. Tímto dějem se vytvoří tlakový spád mezi vnějškem a vnitřkem plic, a za tohoto jevu se do plic nasaje atmosférický vzduch. Vdech končí, jakmile je vyrovnán atmosférický a intrapulmonární tlak. Výdechem se myslí jev, kdy začíná relaxace vdechových svalů a vrácení plic do původní podoby, zmenšují se. Tento proces je zakončen také po vyrovnání tlaků. Výdech je děj pasivní, vdech je děj aktivní. Plicní ventilace závisí na několika faktorech a to především na poddajnosti plic a hrudníku, dále na povrchovém napětí a průměru dýchacích cest. [9] [13] [20]

2. Funkční vyšetření plic

Funkční vyšetření plic má svoji nezastupitelnou roli v diagnostice plicních onemocnění. Využívá se při stanovování diagnózy, také jako součást vyšetření před operací a pro posudkové účely. Dělíme je na 3 skupiny. Umožňuje posoudit funkci plic jak kvantitativně, tak kvalitativně. Vyšetření je doporučováno v těch případech, kdy je zapotřebí rozpoznat, zda se u daného jedince nenachází ventilační porucha. Pokud se tato domněnka potvrdí, je nutné dále rozlišit, zda je tato porucha reverzibilní nebo ne a zdali se funkční hodnoty mění v průběhu léčby. [14]

2.1 Typy vyšetření

- **Základní vyšetření** – tato vyšetření jsou pouze vyhledávací a lze sem přiřadit například měření vrcholové rychlosti, pulsní oxymetrii a screeningovou spirometrii.[5]
- **Rozšířené vyšetření** – sem patří klasická spirometrie, s níž souvisí i zobrazení křivky průtok-objem a bronchomotorické testy. [5]
- **Specializované vyšetření** – zde zařazujeme vyšetření v celotělovém bodypletyzismografu, vyšetření difúzní plicní kapacity pro CO, plicní poddajnost či spiroergometrické vyšetření.[5]

2.2 Plicní objemy a kapacity

Při funkčním vyšetření jsou hodnoceny jak mechanika vlastního dýchání, tak typické plicní objemy a kapacity. Studium dechového cyklu se provádí sledováním tzv. *dechového vzoru*. Pozorujeme vztahy mezi základními veličinami při ventilaci. Základní veličiny jsou: dechová frekvence, minutová ventilace, trvání nádechu a výdechu, apnoická pauza a dechový objem. Dále můžeme pozorovat plicní poddajnost, závislost mezi průtokem a objemem a odpor dýchacích cest. Zde je podrobnější rozdělení veličin, viz [17]

2.2.1. Statické plicní objemy

- **Dechový objem (DO)** – objem vzduchu, který při klidném dýchání vydechneme a následně vdechneme, pohybuje se přibližně okolo hodnoty 500 ml
- **Inspirační rezervní objem (IRO)** – objem vzduchu, který můžeme vdechnout ještě navíc po klidném vdechu s tím, že vynaložíme co největší úsilí a použijeme vdechové svaly, hodnota okolo 2-3 l vzduchu
- **Expirační rezervní objem (ERO)** – objem vzduchu, který vydechneme ven s úsilím po klidovém výdechu za použití výdechových svalů, ERO se u zdravého člověka pohybuje okolo 1 l vzduchu
- **Reziduální objem (RV)** – objem vzduchu, který zůstává v plicích i po maximálním výdechu, hodnota je asi 1 l, tento objem se nedá naměřit pomocí spirometrie

2.2.2. Statické plicní kapacity

- **Vitální kapacita plic (VC)** – tato hodnota má pouze orientační význam při vyšetření, kolísá s věkem, hmotností, pohlaví i s polohou vyšetřovaného, je to objem vzduchu, který člověk vydechne při maximálním úsilí po předchozím maximálním nádechu, tj. součet DO+IRO+ERO
- **Funkční reziduální kapacita (FRC)** – je to součet reziduálního objemu a objemu vzduchu, který v plicích zůstane po klidném výdechu, nedá se spirometricky změřit
- **Celková kapacita plic (TLC)** – objem veškerého vzduchu v plicích

2.2.3. Dynamické plicní veličiny

- **Minutová ventilace (MV)** – hodnotu získáváme součinem dechového objemu a dechové frekvence (např. $12 \times 500 \text{ ml}$), dechová frekvence je přibližně 12 až 15 dechů za minutu, v plicích se za tu dobu vymění 6 až 7,5 l vzduchu
- **Alveolární minutová ventilace (AMV)** – takhle označujeme pouze to množství vzduchu, které prošlo prostorem sklípků, to znamená, že objem mrtvého prostoru byl odečten (např. $(500 \text{ ml} - 150 \text{ ml}) \times 12$)
- **Maximální minutová ventilace (MMV)** – objem vzduchu, který je možné vyměnit během minuty, objem se pohybuje okolo 120 až 150 ml
- **Usilovný výdech vitální kapacity (FEV)** – množství vzduchu, který člověk po usilovném vdechu co nejrychleji a s co největším úsilím vydechne za 1. sekundu (FEV_1), 2. Sekundu (FEV_2) popřípadě i 3. sekundu (FEV_3), fyziologicky vydechne člověk 75 až 80 % dechového objemu

3. Spirometrie

Spirometrie je jedna z nejjednodušších vyšetřovacích metod používaných k hodnocení plicní ventilace za účelem diagnostiky plicních chorob a u hodnocení stavu vrcholových sportovců. Zjišťujeme a hodnotíme změny objemu v čase. Přístroj používaný k tomu určený se nazývá spirometr. Vyšetření se provádí ve stoje, nebo v posedu. Vyšetřovaný vloží náustek mezi rty a ty pevně sevře. Protokol vyšetření je takový, že po sekvenci klidového dýchání, kde následuje maximální nádech, a výdech získáváme hodnoty dechového objemu plic, inspiračního rezervního objemu a expiračního rezervního objemu. [19]

3.1 Spirometr

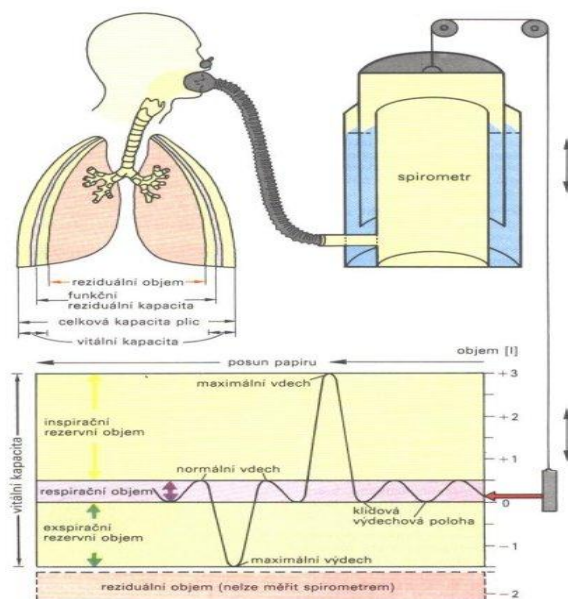
3.1.1. Historie

Testování plic se praktikovalo již před mnoha staletími, avšak základní principy se nezměnily dodnes. Co je jinak, je pokrok techniky a nároky na moderní přístroje.

První zmínka o konceptu podobnému spirometru se datuje již do Římské říše, kdy řecký doktor a filozof Claudius Galen provedl experiment zabývající se objemem vzduchu v plicích. Další zlom ve vývoji byl zaznamenán až v 17. století, kdy se Giovanni Alfonso Borelli, italský fyziolog, fyzik, astronom a matematik pokusil naměřit objem vzduchu jednoho nádechu. Dalšího pokračovatele ve vývoji spirometru můžeme nalézt v 19. století. John Hutchinsons začal pracovat na spirometru, který se skládal ze zvonu ponořeného do vody. Zvon zachycoval vydechnutý vzduch. Tento princip spirometru je dodnes používám, avšak s přidanými grafickým zobrazením. [4]

3.1.2. Principy spirometrů

- **Spirometr s vodním uzávěrem** - Základním a klasickým typem spirometru je zařízení, které je tvořeno zvonem o různém objemu či tvaru. Je složený ze dvou kruhových nádob, mezi kterými je voda. Třetí nádoba je vložena dnem vzhůru do prostoru zaplněném vodou. Tento zvon se pohybuje nahoru a dolů v závislosti na pacientem dodaném objemu vzduchu. Válec je lankem spojen se závažím, který jeho pohyb vyvažuje. Na tomto lanku je také navázán aparát, který graficky zpracovává pohyb spirometru. U nádechu je registrován vzestup křivky, u výdechu je zřejmý sestup. Tento grafický záznam se nazývá kymograf. [12] [16]



Obrázek 1: Klasický typ spirometru

- **Spirometr s vodním uzávěrem a prodlouženou dobou měření** - Tento spirometr je založen na podobném principu jako s vodním uzávěrem. Dochází zde však ke kompenzaci zvyšování koncentrace CO_2 za pomoci jeho absorbéru. Také je po intervalech doplňován kyslík, čím je prodloužená doba měření. Vzduch také prochází při výdechu a nádechu různými cestami, které regulujeme výchyly. Tyto spirometry založené na použití vody není možné využít pro měření rychlých změn objemů. Spirometry je také nutno pravidelně vysušovat, měnit vodu a věnovat náležitou péči údržbě a udržování sterility takového přístroje.[16]
- **Spirometr se suchým uzávěrem** - Typ spirometru obsahující suchý uzávěr a valivá ložiska. Hlavní část tvoří válec s pístem. Nízká setrvačnost pístu je zabezpečena materiálem, ze kterého je vyroben, nejčastěji hliník. Píst nemá styčnou plochu s válcem, což omezuje tření. Neprodyšnost této soustavy zabezpečujeme pomocí gumového obalu. Touto konstrukcí lze již dosáhnout toho, že lze měřit i rychle se měřící objemy. U tohoto typu přístroje je třeba dbát zvýšené pozornosti údržbě. Gumový návlek se musí lubrikovat, ložiska se musí mazat.[16]

3.1.3. Principy pneumotachografů

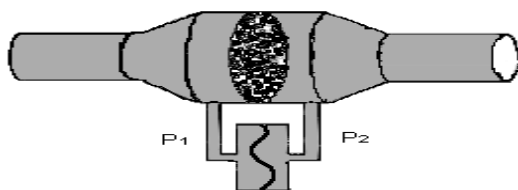
Modernější přístroje jsou již konstruovány k přímému měření objemů a kapacit plicní ventilace. Jsou to přístroje buď s uzavřeným okruhem (uspořádání, kdy vyšetřovaná osoba tvoří s přístrojem okruh, který není spojen s vnější atmosférou), nebo s otevřeným okruhem. V dnešní době jsou preferovány přístroje s otevřeným okruhem. Přístroje pracují na principu ne tak vzdálenému základní myšlence diferenciálního tlakoměru. [18]

Diagnostický přístroj, který se využívá stejně jako spirometr ke spirometrickým vyšetřením, se nazývá pneumotachograf. Na rozdíl od spirometru, kde je základní měřenou veličinou objem (L), je zde měřený objemový průtok q_V [$\text{l} \cdot \text{s}^{-1}$]. Objem je určen integrováním objemového průtoku v čase. Při práci s pneumotachografem pacient dýchá stále čerstvý vzduch, což nám umožňuje neomezenou délku měření.

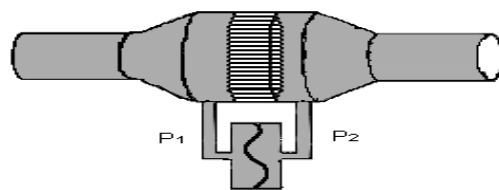
- **Lopátkový pneumotachograf** – Také nazýván turbínový pneumotachograf. Skládá se z jednoduché lopatky, která je uložena tak, aby se lopatka mohla otáčet a směr jejího otáčení byl vždycky stejný, když na tuto lopatku přivedeme vzduch. Úhlová rychlost lopatky bývá nejčastěji snímána optoelektronicky. Otáčením je přerušován světelný tok z LED diody na fototranzistor. Pokud budeme počítat impulsy, bude jejich počet přímo úměrný objemu, který za dobu čítání protekl. Tento snímač je poměrně jednoduchý na údržbu, avšak jeho velikou nevýhodou je nemožnost měření průtoku v obou směrech. Je proto používán na měření při jednom výdechu a celé vyšetření je nemožné s ním dokončit. Jde především o levná a přenosná zařízení při použití v terénu.[16]
- **Pneumotachograf s diferenčním manometrem** – měříme rozdíl tlaků na dvou různých místech snímače. K tomu je zapotřebí vytvořit rozdíl tlaků. To se děje několika způsoby. Jedním z nich je vytvoření rozdílu tlaků pomocí tzv. Venturiho trubice. Ze známých principů můžeme vypočítat objemový průtok, převzato z [16],

$$qV = v_1 S_1 = S_1 S_2 \sqrt{\frac{2\Delta p}{\rho(S_1^2 - S_2^2)}} \quad (1)$$

známe-li rozměry trubice ($S_1 S_2$), hustotu (ρ) a rozdíl tlaků (Δp). Venturiho trubice je nejjednodušším typem vzduchového odporu, který je zapotřebí pro dosažení rozdílů tlaků. Abychom dostali rozdíl větší, je častěji využíván tzv. Fleischův manometr. Jedná se o soustavu tenkých trubiček o průměru menším než 1mm, které jsou naskládány do trubice ve směru toku vzduchu. Tlak měříme před a za trubičkami. Vytvoření takového odporu je možné také jinými způsoby a to třeba naskládáním několika rovnoběžných jemných kovových sítěk za sebe, což je známo jako Lillyho manometr. Nevýhodou těchto typů přístrojů je závislost naměřených hodnot na složení a teplotě vzduchu, který protéká. Výhodou je však možnost měření průtoku oběma směry, což nám umožňuje měřit při nádechu i výdechu libovolný počet dechových cyklů.[16]



Obrázek 2: Pneumotachograf typu Lilly [10]



Obrázek 3: Pneumotachograf typu Fleisch [10]

- **Ultrazvukový pneumotachograf** – tento typ pneumotachografu využívá vlastností ultrazvuku. Jde o to, že při šíření ultrazvuku pohybujícím se plynem dochází k vektorovému součtu rychlostí vlnění a plynu. Přístroj se skládá z trubice, do jejíchž stěn jsou zasazeny ultrazvukové měniče. Na každé stěně je instalovaný jeden přijímač a jeden vysílač. Do přístroje vdechne vzduch a zpět se nadechne. V takovémto prostředí se ultrazvuk o nízké frekvenci šíří rychlostí zhruba 300 m.s^{-1} . Jak již bylo zmíněno, v ultrazvukovém pneumotachografu je využíváno dvou opačně orientovaných párů vysílačů

a přijímačů. Od vysílače se ultrazvuk vždy šíří pod úhlem α , který svírá s osou trubice. Jedním ze způsobů výpočtů průtoku vzduchu je výpočet rozdílu mezi dobami, za které urazí ultrazvuk vzdálenost vysílač - přijímač u obou párů měničů. Vzdálenost je stejná, avšak rychlost vlnění bude u prvního páru vyšší a u druhého o něco nižší. Odečtením vytvořených rovnic dostáváme vztah pro rychlost proudění v_f [16]

$$v_f = \frac{s}{2\cos\alpha} \cdot \left(\frac{1}{t_1} - \frac{1}{t_2}\right) \quad (2)$$

kde s je vzdálenost, a t_1, t_2 jsou hodnoty času. Za pomoci tohoto vzorce dostaneme průměrnou rychlost proudění vzduchu. [16]

3.1.4. Kalibrace spirometru

Cílem kalibrace obecně, je zjistit, zdali nám přístroj měří správné hodnoty. Na to potřebujeme znát hodnotu měřené veličiny, kterou přivádíme na přístroj. Hodnotíme výstupní hodnotu a to tak, že pokud je stejná jako vstupní hodnota, je všechno v pořádku. Pokud zjistíme rozdíl mezi přivedenou hodnotou a hodnotou z přístroje, je třeba porovnat výsledek s maximální povolenou chybou přístroje. Pokud splníme limit, můžeme pokračovat v měření.

Samotná kalibrace spirometru by měla být prováděna den co den, jinak chyba měření ovlivní samotný výsledek vyšetření natolik, že vyšetření bude nedůvěryhodné. Nejlepší možný způsob jak kalibrovat je pomocí průtoku. Avšak metoda umožňující takové měření je velice složitá a komplexní, není tedy zcela jednoduché ji provádět jako denní kontrolu. Pro takové měření stačí kalibrovat na základě naměřeného objemu. Je zapotřebí mít přesnou kalibrační stříkačku o objemu 1 nebo 3 litry. Do spirometru napustí známý objem vzduchu. Spirometr by měl zaznamenat tuto hodnotu s odchylkou maximálně $\pm 3\%$. To znamená pro stříkačku o objemu 1 l ± 30 ml a pro tří litrovou stříkačku ± 90 ml. Pokud nenaměří, většina spirometrů je dnes vybavena automatickou korekcí takové chyby, ale pokud není, je zapotřebí jej vrátit dodavateli na profesionální překalibrování. Protokol pro kalibraci je takový: [3]

- a) Objemová kalibrace 3 litrovou pumpou - 1 krát denně (a vždy po výměně pneumotachografu)
- b) Zkouška těsnosti (3 cm H₂O po dobu 1 min) – podle doporučení výrobce
- c) Kontrola průtokové linearity – 1 krát týdně
- d) Kontrola časové přesnosti – podle doporučení výrobce
- e) Objemová kalibrace kalibrační pumpy – 1 krát ročně
- f) Dezinfekce se provádí podle doporučení výrobce.
- g) Dle typu přístroje (pokud si neměří sám) nutno zadat 1 krát denně teplotu vzduchu, tlak a vlhkost.
- h) Jednou za rok provést kontrolu servisním technikem.

3.2 Indikace a průběh spirometrických měření

Spirometrie se stala již nezastupitelnou součástí běžných vyšetření dýchacích problémů (dušnost, kašel, bolest na hrudi) či při průkazu laboratorních anomálií. Pomocí spirometrie se také odhaduje stupeň postižení dýchacího ústrojí při respiračních onemocněních. Monitorujeme efekt léčby a můžeme detekovat škodlivý účinek toxických látek na plicní tkáň. Opomenout nesmíme využití spirometrie při průzkumu veřejného zdraví či pro posudkové účely.[3]

Při vyšetření dostane pacient náustek spojený s pneumotachogramem. Ten snímá objemy a průtoky vydechovaného a nadechovaného vzduchu. Je spojen s počítačem, kde jsou za pomoci programu vykresleny křivky zaznamenaných hodnot k nahlédnutí.

Začíná se tak, že pacient chvíli klidově dýchá. Následuje sekvence, kdy provede několik manévru pro zjištění vitální kapacity. Jde z maximálního nádechu do maximálního výdechu (ERO) a poté z maximálního výdechu do maximálního nádechu (IRO). Dále je zjišťována usilovná vitální kapacita. Pacient je vyzván k provedení maximálního nádechu a potom k prudkému výdechu za co největšího možného úsilí a k nejúplnějšímu vydechnutí. Měření maximální minutové ventilace se provádí po 15 minutách klidu. Pacient musí být řádně poučený o průběhu vyšetření. Je naveden ošetřujícím personálem k dýchání maximálním dechovým objemem při maximální dechové frekvenci po dobu 12 až 15 sekund.

Vyšetření vitální kapacity se provádí celkem třikrát a je vybrána maximální hodnota ze všech tří technicky dobře provedených manévru. Vyšetření je poněkud fyzicky náročné kvůli opakování, proto jsou mezi usilovné nádechy a výdechy zařazovány pasáže klidového dýchání. Celé vyšetření trvá přibližně 5 až 10 minut. [2][5]

3.3 Hodnocení spirometrických parametrů

Základním parametrem, který nám indikuje typ poruchy je poměr FEV_1/VC_{max} . Normální hodnota tohoto poměru je více než 75 %. S přibývajícím věkem dochází k poklesu. Pokud je FEV_1/VC_{max} normální, hodnotíme dále jednotlivé plicní objemy. Pokud i ty mají náležité hodnoty, ventilační porucha není. Jakmile dochází k poklesu poměru, můžeme říct, že dochází k poklesu vitální kapacity a bývá doporučeno stanovení přítomnosti restriktivní ventilační poruchy. Pokles FEV_1/VC_{max} pod 75 % značí obstrukční ventilační poruchu, obzvlášť když i parametr FEV_1 je pod hranicí 80 % normálních hodnot. Tíže poruchy se provádí podle nižší z aktuálních hodnot FEV_1 nebo FEV_1/VC_{max} . Viz tabulka 1. Na základě dalších naměřených parametrů je vyhodnocován na základě algoritmu typ poruchy. [3]

Tabulka 1: Stupeň vážnosti obstrukční ventilační poruchy [3]

Lehká	$60\% \leq FEV_1 < 80\%$ nebo $60\% \leq FEV_1/VC_{max} < 75\%$
Středně těžká	$45\% \leq FEV_1 (FEV_1/VC_{max}) < 60\%$
Těžká	$FEV_1 (FEV_1/VC_{max}) < 45\%$

3.3.1. Křivka objem-čas

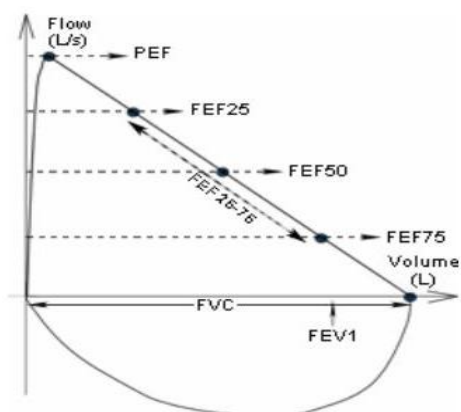
Naměřené hodnoty ze spirometru zapisujeme do spirogramu, nebo též nazýváno spirometrická křivka. Kdy jsou do souřadnicového systému znamenány hodnoty času [s] na ose x a na ose y hodnoty objemu [l] a zobrazují závislost změny objemu v čase. Měřené parametry jsou: VC, FVC, FEV₁, IRO, ERO, DO, MV a další.

Hodnocení křivky objem - čas opticky přispívá k posouzení kvality provedení testu. Pokud vidíme pravidelné dechové cykly stejného tvaru a v podobných odstupech, můžeme zhodnotit, že pacient spolupracuje. Jestliže vidíme nepravidelné cykly nestejné velikosti a rychlosti, je to obvykle odrazem neurotické konstituce vyšetřovaného. Nemusí znamenat poruchu ventilace.

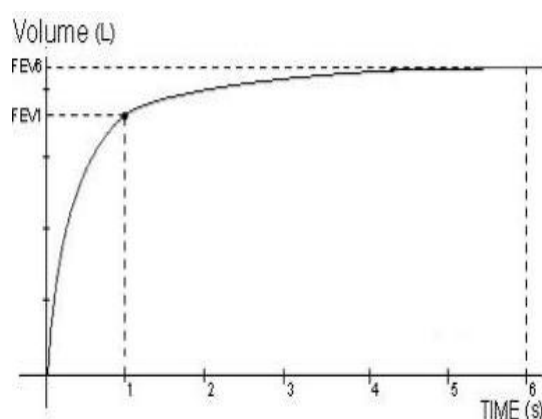
Toto vyšetření je indikováno v diagnostice a sledování pacientů s nemocemi plic a průdušek a před hrudními či břišními operacemi. Původně bylo nejužívanější základní vyšetření, ale dnes je již součástí komplexního vyšetření plicní funkčnosti. [2][5]

3.3.2. Křivka průtok – objem

Zřejmě nejčastěji užívaná metoda dneška. Přístroj umí zpracovat jak signály z inspiria, tak z expiria. Hodnotí a registruje změny objemu a rychlosti průtoku vzduchu. Výsledkem tohoto měření je zobrazená křivka, ze které lze odečíst parametry objemové i průtokové. Získávané parametry pro křivku průtok – objem jsou: FVC, DO, IRO, ERO, FEV₁ a další. [19]



Obrázek 4: Křivka průtok – objem [10]



Obrázek 5: Křivka objem – čas [10]

3.4 Metody vyšetření plic

3.4.1. Základní vyšetřovací metody

- **Měření vrcholové výdechové rychlosti (průtoku) (PEF)** – Zjišťujeme vrcholový průtok (rychlost průtoku) vzduchu při výdechu po maximálním nádechu. Jednoduché a dostupné vyšetření. Je důležité při dlouhodobém sledování a při stanovní diagnózy při náhlém zhoršení nemoci. Umožňuje nám ověřit bronchodilatační účinek láku po jeho podání. [5]
- **Bronchodilatační test** – Pomáhá zjistit, zda je obstrukční porucha vratná či ne. Dále umožňuje zhodnotit stav objemových parametrů – zda došlo k redukci. Je

provedena křivka průtok – objem, poté je podán bronchodilatační lék a po 15 až 30 minutách je provedena druhá křivka průtok – objem. [5]

- **Pulsní oxymetrie** – Neinvazivní měření nasycení periferní krve kyslíkem. Funguje na principu prosvětlení prokrvené tkáně LED diodou.[3]

3.4.2. Rozšířené vyšetřovací metody

- **Diluční metody** – metody používané ke stanovování nepřímo měřitelných plicních objemů a kapacit (reziduální objem, funkční reziduální kapacita). Jsou založené buď na mechanismu diluce inertního plynu (He), nebo na mechanismu vyplavování inertního plynu, nejčastěji N (dusík). Pro určení hodnot TGV (objem plynu v hrudníku) je používána celotělová pletysmografie. Při těchto metodách musí být spirometr vybaven analyzátozem plynu. Pomocí dodaného plynu (He, N) měříme tyto objemy a kapacity. [3]
- **Celotělová pletysmografie** – komplexní vyšetřovací metoda pro vyšetření všech parametrů plicních funkcí. Měří změny objemu a tlaku v plicích, poddajnost, odpor cest, anatomický mrtvý prostor, atd. [18]
- **Odpory dýchacích cest** – Nejčastěji využívaná metoda pro měření odporů v plicích je celotělová pletysmografie. Společně s odpory určuje také nitrohruďní objem plynů (TGV). Nepřímo lze také odpory určit ze spirografické křivky usilovného výdechu nebo z křivek průtok – objem. [12]
- **Plicní poddajnost** – poddajnost plic vyjadřuje poměr změny plicního tlaku vůči změně objemu plic. Výsledkem je hodnota objemu, který se dostane z plic nebo do plic při změně transpulmonárního tlaku o 1 kPa.[2]
- **Spiroergometrie** - patří mezi zátěžové testy. Provádějí se při onemocnění dýchacího ústrojí a dle jejich výsledků můžeme vyhodnotit patofyziologické plicní funkce a závažnosti plicních poruch. Indikací pro spiroergometrický test je například diagnóza astmatu vyvolaného zátěží. Dělají se buď terénní testy (chůze, běh) anebo laboratorní testy. U laboratorních testů je využíván bicyklový ergometr. Hodnotíme tělesnou výkonnost, pracovní toleranci, nejvyšší výkon, srdeční frekvenci, krevní tlak a ventilačně respirační hodnoty. Můžeme také odebírat glukózu, laktát či hodnotit acidobazickou rovnováhu či krevní plyny. Z výsledků můžeme odvodit typ poruchy, kupříkladu chronickou obstrukční plicní nemoc, obezitu, atd. [2]

4. Realizace spirometru

4.1 Použité nástroje

- LabVIEW – tento program je navržen tak, že umožňuje tvořit programy v grafické podobě. Vývojové prostředí je též nazýváno jako G-jazyk (grafický jazyk). Výchozím předpokladem je představa, že technik či jiný pracovník bude schopen zapsat své znalosti a poznatky do blokového diagramu. A obdobným způsobem bude možné zapsat i samotný program. Program má v sobě zabudované funkce, které jsou reprezentovány ikonami, které spojuje dohromady pomocí virtuálních vodičů. Hlavním cílem je vytvoření virtuálních nástrojů (software), které by mohly dočasně či trvale nahradit finančně a prostorně nákladné přístroje (hardware).[21]
- STATISTICA – jde o systém, který umožňuje uživateli zpracování dat, jejich analýzu a vizualizaci.[7]
- LabPro – jde o rozhraní pro připojení senzorů k počítači přes USB. Za jeho pomoci můžeme zaznamenávat a snímat data z přístroje, který je na něj připojen.[21]
- Spirometrická sonda – spirometr od firmy Vernier je vytvořen k měření objemů a kapacit plic v průběhu odpočinku a činnosti plicního systému. [22]



Obrázek 6: Sonda spirometru
[22]



Obrázek 7: LabPro [21]

- Spirometr Spirobank - Pro statistické hodnocení v druhé části práce je zapotřebí zmínit další spirometr a to Spirobank. Používáme jej pro testování funkce plic. Spirometrii můžeme provádět u všech věkových kategorií a můžeme ji provést v jakémkoliv prostředí. Je to kapesná spirometr, lze použít i s připojením k počítači. Přístroj provádí automatickou interpretaci testu a je schopen provést testy FVC a VC testy. Systémem měření je u tohoto přístroje obousměrná digitální turbína s metodou měření pomocí infračerveného přerušení. Měřicí rozsah je pro průtok ± 16 l/s a pro objem 10 l. Přesnost by měla být pro průtok ± 5 % nebo 50 ml a pro objem ± 5 % nebo 200 ml/s.[8].



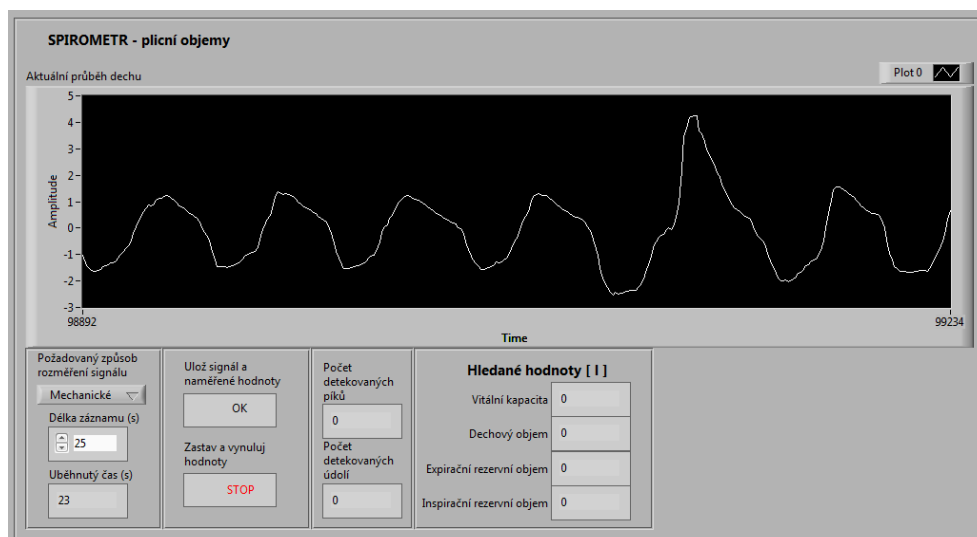
Obrázek 8: Spirometr Spirobank [8]

4.2 Spirometr v LabVIEW

Program je realizovaný v prostředí LabVIEW. Pomocí nainstalovaných komponent Logger Pro a LabPro Toolkit z webových stránek Vernier Software & Technology je nám umožněno ovládat zařízení LabPro, kterým sbíráme data ze spirometrické sondy a provádíme její kalibraci. [21] Samotné zpracování dat je prováděno automaticky a to vykreslením křivky a poté je zde umožněna volba automatického vyhodnocení křivky, anebo manuální hodnocení pomocí manuálního umístění kurzorů, ze kterých jsou automaticky dopočítané požadované hodnoty. Automatické hodnocení pracuje pomocí detekce píků.

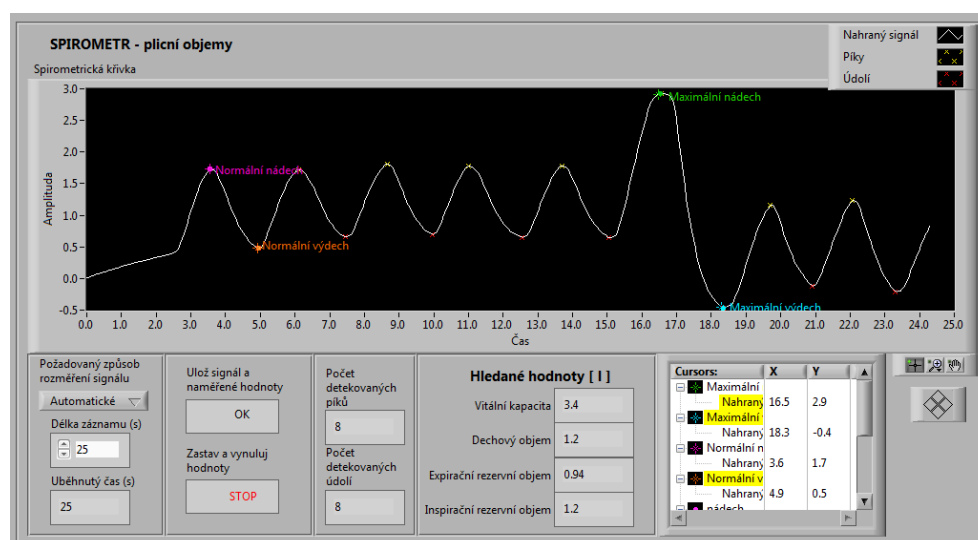
4.2.1. Čelní panel – uživatelské rozhraní

Po otevření programu vidíme veškeré ovládací prvky a indikátory. *Waveform Graph* první *While* smyčky programu je pouze orientační a slouží pro zobrazení aktuálního průběhu dechu jak je patrné z obrázku. Čelní panel obsahuje také tlačítko pro výběr způsobu rozměření signálu – automatické, manuální. Jediným ovládacím prvkem je zde volba délky záznamu ze spirometrické sondy. Pod grafem máme také vypočtené hledané parametry a počet detekovaných píků ve spirometrické křivce.



Obrázek 9: Čelní panel typ 1

Uživatelské rozhraní má další podobu a to po vstupu programu do druhé smyčky *While*. Je zde umístěný jiný typ grafu (*XY Graph*) a přidáné jeho ovládací prvky. Zde je umožněno vlastní hodnocení spirometrické křivky. Ostatní prvky zůstávají stejné.



Obrázek 10: Čelní panel typ 2

4.2.2. Blokový diagram

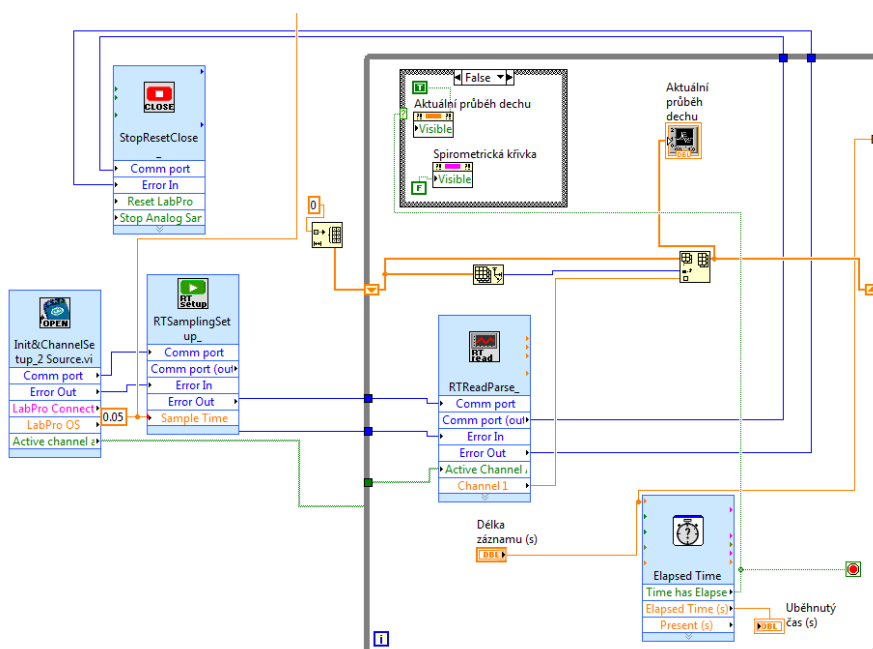
Blokový diagram má několik částí, z nichž dohromady tvoří celou strukturu tohoto programu. Postupuje se zleva doprava a to podle následujících bodů:

- 1) Spuštění programu
- 2) Načítání signálu
- 3) Zpracování signálu pro kompenzaci chyb přístroje

- 4) Průchod signálu detekčním blokem pro nalezení píků
- 5) Spirometrická křivka
- 6) Automatické detekování požadovaných hodnot nebo umístění kurzorů
- 7) Výpočet hledaných parametrů
- 8) Uložení signálu a nalezených parametrů
- 9) Ukončení programu

4.2.3. Načítání signálu

Po zapnutí programu se automaticky načte zařízení LabPro. Děje se tak díky bloku *Init&ChannelSetup_2 Source.vi*. Je otevřen první port a načtena spirometrická sonda, kterou jsme připojili do prvního kanálu – CH1. Následuje funkční blok *RTSamplingSetup_*, který nám navzorkuje analogový signál přicházející ze sondy. Poté již následuje smyčka *While* ve které nalezneme blok *RTRead Parse*. Tento blok nám zajistí, že data budou načítána kontinuálně, doku neukončíme smyčku. S koncem smyčky se pojí blok *Stop Reset Close*, který nám ukončuje spolupráci zařízení LabPro a signál již není nadále načítán. Ukončení je podmíněno blokem *Elapsed Time*, kde uživatel nastavuje na čelním panelu požadovanou dobu sběru signálu. Tato hodnota je defaultně nastavena na 25s. Ukládání načítaných hodnot a zobrazení do křivky provádíme pomocí funkce *Shift register*, která nám ukládá hodnoty z předchozích iterací smyčky. Smyčka také obsahuje *Case Structure*, která nám automaticky po ukončení této smyčky přepíná *Waveform Graph* na *XY Graph*, ve kterém se pracuje v další smyčce.



Obrázek 11: Načítání signálu a jeho zobrazení do *Waveform Chart* grafu

4.2.4. Úprava signálu

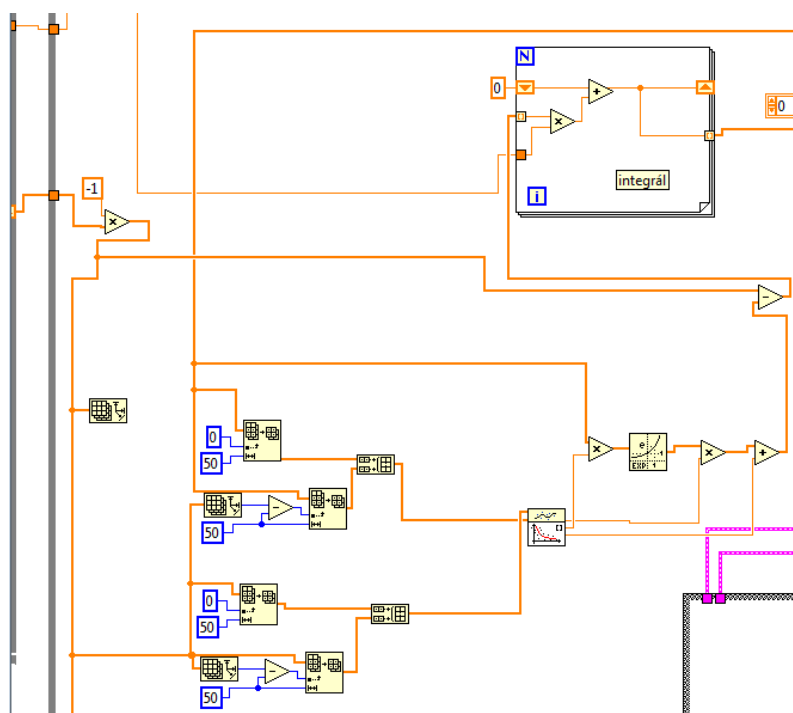
Při zapnuté nečinné spirometrické sondě se nám v grafu projeví mírná chyba. Oproti očekávanému lineárnímu průběhu signálu se objeví exponenciála,

$$x = a^{-b \times t} + c \quad (3)$$

t je čas a a , b , c jsou parametry výsledné křivky. Tato křivka se ustaluje poměrně dlouhou dobu (přibližně 3 až 4 s). Padlo rozhodnutí se s touto chybou vypořádat a zlepšit tak přesnost přístroje.

Při samotném měření se zobrazí užitečný signál spojený s touto exponenciálou, která může zkreslovat měření. Po úvaze, že jsou tyto dvě složky signálu v součtu, je nutné neužitečnou složku ze signálu odečíst. V první řadě však musíme z naměřeného signálu definovat tu část, která nám charakterizuje zmíněnou exponenciálu. Bylo vybráno prvních a posledních 50 vzorků signálu, které byly aproximovány v exponenciální křivku. Tu jsme odečetli od původního signálu.

Takto upravený signál již může být dále zpracováván. Signál ze spirometrické sondy je udáván jako rychlost proudění, tedy průtok [l/s] za čas [s]. Pro zobrazení spirometrické křivky je zapotřebí získat hodnoty objemu za čas [l/s]. Pomocí cyklu *For* je prováděna integrace signálu.



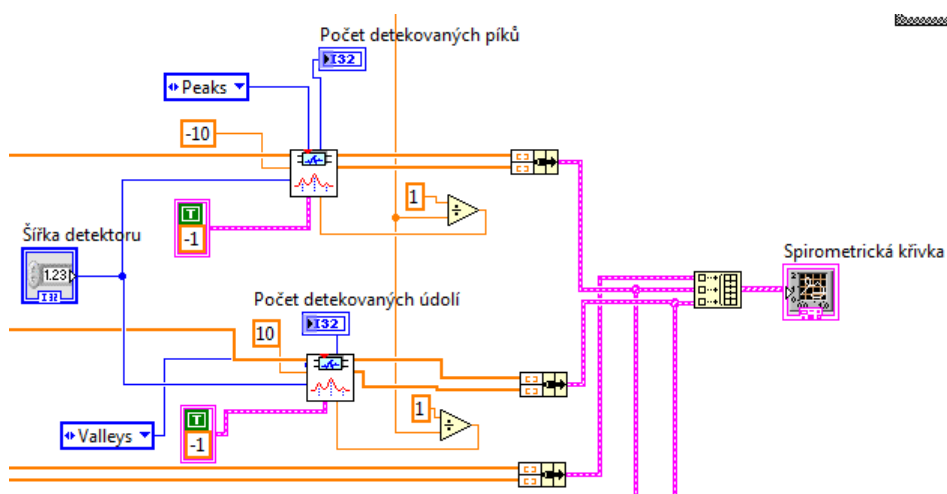
Obrázek 12: Výběr úseku signálu, tvorba exponenciály, odečtení od signálu a integrace signálu

4.2.5. Tvorba spirometrické křivky a detekce amplitud

Pro zobrazení spirometrické křivky byl vybrán *XY Graph*. Do tohoto typu grafu lze umístit kurzory, které indikují pozici požadovaného bodu. Pro zobrazení křivky jsme

museli vytvořit hodnoty pro osu x a to za pomoci bloku *Ramp Pattern VI*. Generuje nám časovou osu signálu. Nastavujeme u něj počet vzorků, počáteční hodnotu a typ. V našem případě je počet vzorků závislý na délce záznamu z bloku *Elapsed Time*, počáteční hodnota je nastavena na 0 a typ byl zvolen lineární. Tyto hodnoty byly spojeny pomocí funkce *Bundle* s hodnotami ze spirometrické sondy a zobrazeny v grafu.

Do grafu také zobrazujeme detekované píky a údolí vytvořených amplitud. To nám provádí funkční bloky *WA Multiscale Peak Detector.vi*. Nastavujeme, zda chceme detekovat *Peaks* nebo *Valleys*, šířku detektoru, vzorkovací frekvenci a dostáváme velikosti amplitud na ose y a umístění hodnot v čase na ose x. Pro naši potřebu jsme umístili do blokového diagramu jak blok pro detekci píků, tak blok pro detekci údolí. Amplitudy a časy spojíme také pomocí prvku *Bundle* a zobrazíme do grafu. Počet detekovaných píků a údolí vidíme i na čelním panelu.



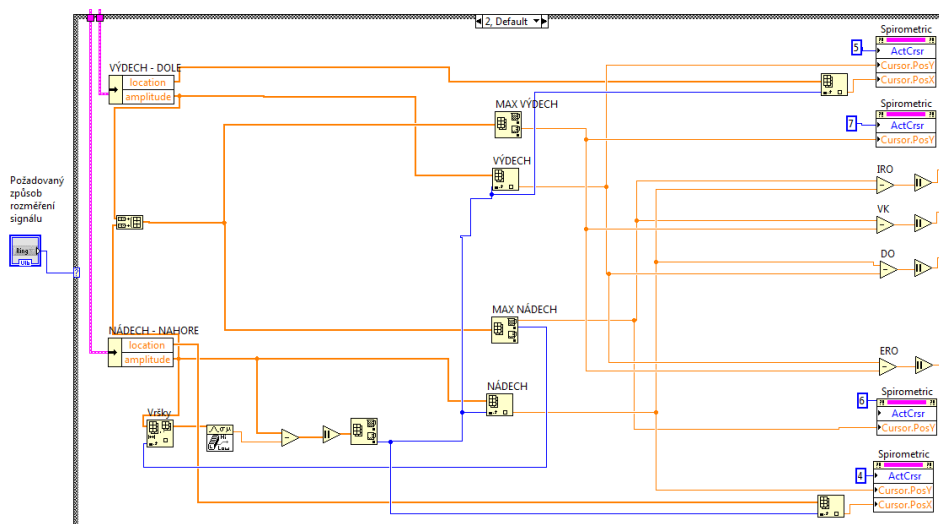
Obrázek 13: Detekce píků a údolí

4.2.6. Hodnocení spirometrické křivky

Křivku hodnotíme pomocí funkčního bloku *Case Structure*. Zde se dá rozhodnout na čelním panelu, zda budeme nechávat hodnocení na programu nebo si signál vyhodnotíme sami pomocí ručního umístění kurzorů.

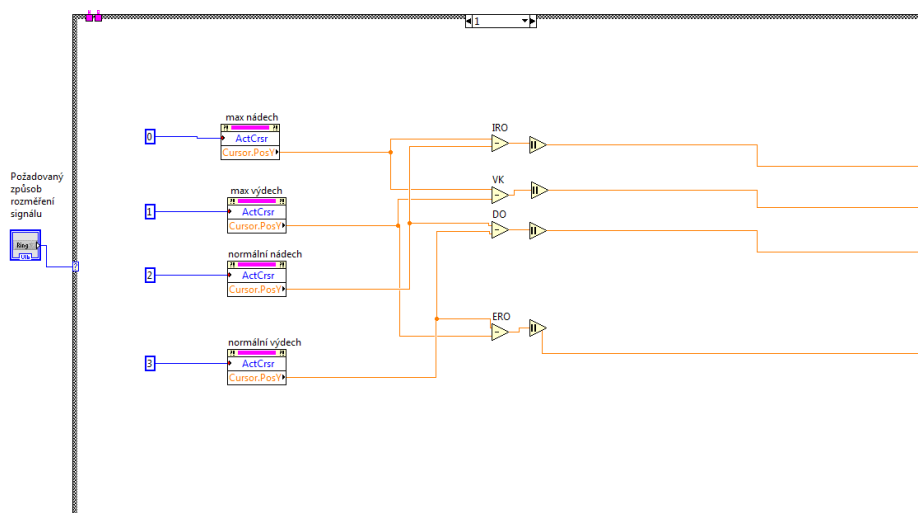
- **Automatické hodnocení** – Tato detekce zahrnuje několik úvah. První z nich je ta, že maximální hodnota ze všech hodnot bude nejvyšší pík. Ten pro nás znamená hodnotu maximálního nádechu. Pomocí prvku *Array Max & Min* určíme tuto maximální hodnotu. Minimální hodnota ze všech hodnot pro nás představuje maximální výdech. Za pomoci stejného bloku si určíme minimální hodnotu. Tyto dvě hodnoty zobrazíme do grafu pomocí aktivních kurzorů. Hledání hodnot normálního nádechu a výdechu pracuje na jiném principu. Předpoklad je ten, že lékař hledá co možná nejběžnější hodnotu, která bude představovat reálnou situaci u pacienta. Zvolila jsem přístup ten, že nalezneme medián z námi detekovaných píků, a to konkrétně z hodnot velikostí amplitud, blokem *Median.vi*. Pro zpřesnění tohoto výsledku bylo z matice prvků odečteno maximum. Indexy tohoto nalezeného prvku použijeme pro jeho zobrazení pomocí kurzoru v grafu. Pro detekci normálního výdechu používáme další

předpoklad, a to ten, že nádech a výdech spolu souvisí, tudíž není možné vybrat výdech z opačného konce měřeného signálu. Tudíž vyberu z hodnot spodních amplitud tu hodnotu se stejným indexem, jako byla nalezená hodnota normálního nádechu. Vzhledem k protokolu dýchání a k vlastnostem detektoru se nám vybere buď hodnota před námi detekovaným nádechem anebo po tomto nádechu. Zobrazení hodnoty normálního výdechu je prováděno stejně jako u normálního nádechu kurzorem.



Obrázek 14: Automatická detekce a výpočet hledaných hodnot

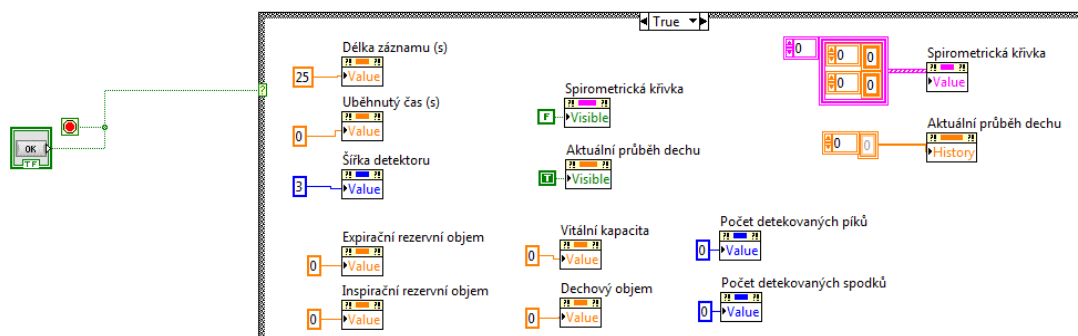
- **Manuální hodnocení** – toto detekování funguje pomocí kurzorů zobrazených na čelním panelu jako je vidět na obrázku 10. Kurzor nastavíme na požadované místo, a to nám indikuje hodnotu, se kterou se dále počítá.



Obrázek 15: Manuální detekce hledaných hodnot

4.2.7. Nastavení defaultních hodnot a ukončení programu

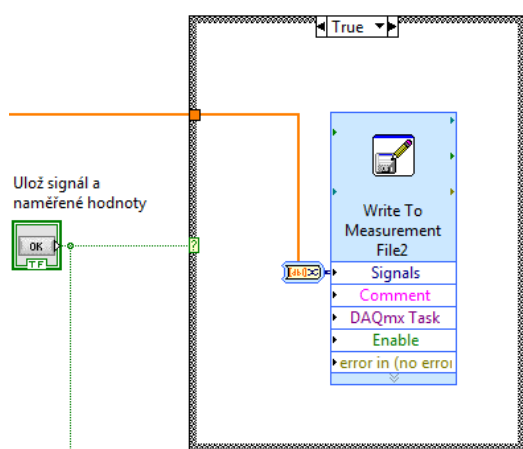
Po ukončení programu si automaticky nulujeme hodnoty na čelním panelu, aby se nám při dalším startu měření spustil program s prázdnými hodnotami i grafem. Systém je takový, že za pomoci *Case Structure* a *Property Node* nastavíme požadované bloky buď na určitou hodnotu anebo pomocí *True* a *False* nastavíme jejich zobrazení.



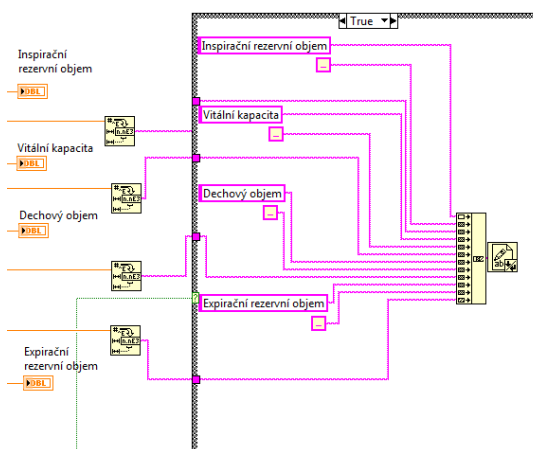
Obrázek 16: Nastavení defaultních hodnot

4.2.8. Uložení signálu a hledaných hodnot

Na čelním panelu si můžeme všimnout tlačítka OK pro uložení hodnot a signálu. Jeho funkce je v blokovém diagramu reprezentována blokem *Case Structure*. Po nastavení logické hodnoty *True* na výstup se nám spustí funkční blok *Write to Measurement File2* a také zápis naměřených hodnot do souboru v druhé smyčce *Case Structure*.



Obrázek 17: Uložení signálu do souboru



Obrázek 18: Uložení hledaných hodnot do souboru

5. Statistické hodnocení dat

5.1 Přípravek pro simulaci nádechu a výdechu

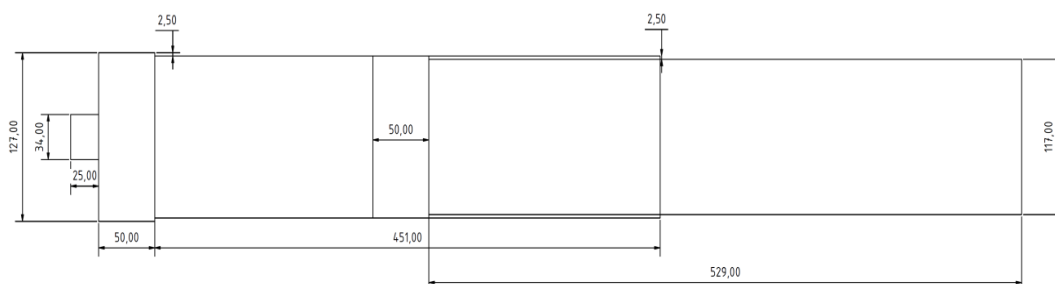
Pro zjišťování přesnosti přístrojů byl sestaven přípravek o vhodném rozsahu objemů, který má za úkol prověřit, zda je vytvořený program ve spojení se spirometrickou sondou LabPro přesný v porovnání s dalším spirometrickým přístrojem. V tomto případě je jako srovnávací spirometr použit přístroj Spirobank a druhá dostupná sonda spirometru LabPro, která je k dispozici ve škole. Podrobnější popis přístrojů viz kapitola 4.1.

Přípravek pro simulaci nádechu a výdechu je vyroben ze dvou KG vodovodních trubek. Jsou zasunuty jedna do druhé. Vnitřní trubka uzavřená víkem tvoří píst, který nasává a vyfukuje vzduch tlačem vnitřkem vnější trubice. Vnější trubice je neprodyšně uzavřená víkem, do kterého byl instalovaný filtr spirometru, který pasuje na spirometrickou sondu a používá se jako antibakteriální izolace, aby do samotné sondy nepronikaly nečistoty. Tímto přípravkem lze dopravit do spirometru volitelný objem o volitelném průtoku. Objem přípravku je počítán jako objem válce dle vzorce

$$V = \pi r^2 v \quad (4)$$

kde r je poloměr kruhové podstavy válce a v je výška válce.

Celkově má tedy přípravek objem 4,6 l. Přípravek však není dokonalý válec a k vyfouknutí celého objemu brání instalovaný antibakteriální filtr a v přípravku zůstává mrtvý prostor o objemu zhruba 0,34 l. Detailnější popis přístroje je k nahlédnutí na nákrese a také na obrázku.



Obrázek 19: Přípravek simulující nádech a výdech



Obrázek 20: Přípravek pro simulaci nádechu a výdechu

Pro získání vstupních hodnot byl do přístrojů dodáván objem vzduchu, jehož množství a rychlost byla korigována pomocí zarážky, která je instalovaná na vnitřní trubku a to v podobě objímky s gumovou vložkou. Je utažená, aby se v průběhu měření nepohybovala a tudíž byl dodáván stále stejný objem vzduchu (díky zarážce je možné uvažovat chybu přípravku 0 %, a to z toho důvodu, že každé provedené měření s přípravkem je reprodukovatelné). Přesnost rychlosti dodávaného vzduchu byla kontrolována na časomíře zobrazené v samotném programu.

Byly zjišťovány hodnoty pro vitální kapacitu plic, která byla měřená dle protokolu přístroje Spirobank, aby mohl být zahrnut do měření. Tento protokol je takový, že pokusná osoba (v tomto případě přípravek), započne měření tak, že po stisknutí tlačítka se nadechuje maximálním pomalým nádechem a poté co nejrychleji vydechne celý objem plic. Očekávaná hodnota výsledku měření byla 4 l, které dodal přípravek.

Další měřenou hodnotou byly 2 l dodaného vzduchu za 1 s, dále pak 2 l vzduchu za 10 s. Následovalo měření 4,6 l vzduchu za 1s a poté 4,6 l za 10 s. Měření hodnot probíhalo jak se samostatnými sondami, tak i tím způsobem, že byly proměřeny všechny 3 testované přístroje a to v kombinaci tak, že byly zapojeny za sebe za přípravek, čímž vzniklo 6 různých postavení pro všechny přístroje. Zapojení bylo následující: L_LabPro+Spirobank, Spirobank+L_LabPro, T_LabPro+Spirobank, Spirobank+T_LabPro a nakonec L_LabPro+T_LabPro a T_LabPro+L_LabPro. Měření probíhalo ve všech pořadích přístrojů a ve všech kombinacích z toho důvodu, aby byly výsledky interpretovatelné. Hodnoty pro měření byly zvoleny v korespondenci s hypotézami pro následující testování. Získaná data jsou k nahlédnutí v příloze č. 1.

5.2 Stanovení hypotéz

Ještě však než přistoupíme k samotnému testování hypotéz, je zapotřebí provést takzvanou „EDA“, což je zkratka pro *exploratory data analysis*, v překladu, jde o explorativní analýzu dat. Ta zahrnuje testování náhodného výběru z datového souboru, které budou použity pro statistické hodnocení. Zjišťován byl průměr, medián, modus, směrodatná odchylka, rozptyl a kvantily dat a to za pomoci programu STATISTICA. Zjištěné hodnoty jsou k nahlédnutí k dispozici v příloze 2.

Dalším krokem při statistickém testování, po EDA, by mělo být stanovení hypotézy. Statistickou hypotézou je rozuměno jakékoliv tvrzení, které se týká vlastností základního souboru. Rozhodovací pravidlo, kterým se řídíme při rozhodování

o platnosti, či neplatnosti hypotézy se nazývá statistický test. V první řadě je podstatné formulovat výzkumnou otázku do formy nulové a alternativní statistické hypotézy, které poté klademe při testování proti sobě. Nulová hypotéza vyjadřuje obvykle žádný, neboli nulový rozdíl mezi testovanými soubory dat. Naopak alternativní hypotéza by měla popírat platnost nulové hypotézy H_0 . Nejčastěji je vyjadřována jako existence difference mezi soubory nebo existence závislosti mezi proměnnými. Poté, pokud statistickým testováním nedokážeme opak, předpokládáme, že platí nulová hypotéza.[15]

Pro potřeby této bakalářské práce byly stanoveny tyto hypotézy:

1. H_0 : Přístroje na prvním místě při měření měří stejně jako při samostatném postavení.
 H_1 : Přístroje na prvním místě měření neměří stejně jako při samostatném postavení.
2. H_0 : Přístroje na druhém místě měří stejně, jako když měří samostatně.
 H_1 : Přístroje na druhém místě neměří stejně, jako přístroje, které měří samostatně.
3. H_0 : Pro různé vzdálenosti od přípravku měří přístroje stejně.
 H_1 : Pro různé vzdálenosti od přípravku neměří přístroje stejně.
4. H_0 : Oba testované přístroje měří stejně hodnoty při stejném a stejně dodaném objemu
 H_1 : Oba testované přístroje neměří stejně hodnoty při stejném a stejně dodaném objemu.
5. H_0 : Přístroje měří stejně při stejném dodaném objemu v různých časech.
 H_1 : Přístroje neměří stejně při stejném dodaném objemu v různých časech.
6. H_0 : Přístroje měří stejně různé objemy ve stejném čase.
 H_1 : Přístroje neměří stejně různé objemy ve stejném čase.

5.2.1. Normální rozdělení

Pro vhodnou interpretaci hodnot je nezbytné zjistit, jakými testy je možné analyzovat, aby dávaly relevantní výsledky. Základní otázkou je, zda se sledované hodnoty řídí nějakým rozdělením pravděpodobnosti. Existují metody, které využívají rozdělení pravděpodobnosti pro jednodušší a přesnější analýzy. Nazývají se tzv. parametrické metody a je vždy výhodné jejich použití oproti tzv. neparametrickým metodám, které specifikaci rozdělení pravděpodobnosti nevyžadují. V našem případě budeme testovat naměřené hodnoty na normální rozdělení.

Normální rozdělení je spojitě rozdělení pravděpodobnosti. Reprezentuje ho tzv. Gaussova křivka, která má zvonovitý tvar. Hodnoty normálního rozdělení se totiž symetricky shlukují okolo střední hodnoty, a tak vzniká charakteristická křivka. Je popsáno dvěma parametry, které jsou střední hodnota μ a rozptyl σ^2 normálního rozdělení. Hustotu tohoto rozdělení lze zapsat pomocí rovnice převzaté z [15].

$$f(x; \mu, \sigma^2) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-(x-\mu)/2\sigma^2} \quad (5)$$

Je pro nás velice důležité, a to z toho důvodu, že je klíčovým předpokladem mnoha základních testů a modelů. Vlastností normálního rozdělení je to, že je u něj možné číselně vyjádřit procento pozorování, která by se měla realizovat v rozmezí násobků směrodatné odchylky od střední hodnoty. Pro posouzení normality se používá mnoho testů a grafických metod. Histogram je však pravděpodobně nejvíce používaný grafický nástroj pro vizualizaci dat. Připomíná sloupcový graf, ale na rozdíl od něj odráží absolutní nebo relativní četnosti na jednotku sledované veličiny.[15]

V našem případě volíme testování normality pomocí Shapirova – Wilkova testu, který říká, že výběr pochází z normálního rozložení a testová statistika má tvar [7] :

$$SW = \frac{(\sum_{i=1}^n a_i x_{(i)}^2)}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (6)$$

kde a_i jsou koeficienty pro výpočet testu na hladině významnosti $\alpha=0,05$.

H_0 zamítáme tehdy, když je hodnota testové statistiky menší nebo rovná kritické hodnotě S-W testu normality.[15]

Pokud bychom se chtěli podívat na realizaci Shapirova - Wilkova testu v programu STATISTICA, tabulce bychom viděli 3 hodnoty. První ukazuje počet hodnot ve výběru, druhá určuje hodnotu testové statistiky a třetí p-hodnotu. Právě p-hodnota rozhoduje o normalitě a to tak, že pokud je menší než hladina významnosti α (0,05), tak na této hladině významnosti zamítáme předpoklad, že výběr pochází z normálního rozložení. V našem případě však všechny p-hodnoty nejsou větší než α , a tak můžeme konstatovat, že v několika případech se jedná o normální rozložení, avšak ve většině jde o rozložení jiné než normální. V takovémto případě se přistupuje k neparametrickému testování naměřených hodnot, kde nezáleží na normalitě dat. [7]

5.2.2. Wilcoxonův párový test

Tímto testováním hodnotíme párové pozorování, které je vzájemně nějakým způsobem propojené. Příkladem je třeba to, když provádíme testování na jednom pacientovi v různých časech. Tato testování jsou propojeny osobou pacienta. V našem případě jsou testování propojeny jedním a tím stejným přípravkem simulující dýchání člověka a to se stejným objemem, ale s jinými rychlostmi nádechu a výdechu. Wilcoxonův párový test funguje tak, že převedeme párová data na soubor dat, který je poté již vhodný pro použití pro jednovýběrový test. To se děje za pomoci difference párových hodnot d_i . Tu v absolutní hodnotě seřadíme do neklesající posloupnosti a přiřadí se hodnotám pořadí. V případě že by se difference rovnala nule, tak tyto případy se vyřazují. Poté testujeme, zda je daná hodnota menší nebo větší než medián. Zohledňují se také velikosti odchylek. Nulovou hypotézu zamítáme na hladině významnosti α , pokud je hodnota testové statistiky menší nebo rovna kritické hodnotě. [7][15]

V případě testování přístrojů testujeme hypotézu $H_0: x_{0,50}-y_{0,50} = 0$ proti oboustranné alternativní hypotéze $H_1: x_{0,50}-y_{0,50} \neq 0$. [7]

Právě Wilcoxonovým testem můžeme rozhodnout o platnosti nebo neplatnosti většiny stanovených hypotéz. Pro hypotézu o možnosti zaměnit samostatně měřící přístroj s přístrojem sbírajícím data v kombinaci s druhým, bylo nutno stanovit hranici, pro kterou nulová hypotéza platí a pod kterou ji již zamítáme. Hodnocení totiž probíhalo tím způsobem, že postupně byly srovnávány přístroje v menší a poté větší vzdálenosti od přípravku s možností, že přístroj měřil data sám. Proběhlo tudíž několik Wilcoxonových testů a pro určité kombinace vyšel výsledek jednoznačně, pro mnohé však zamítnutí nebo nezamítnutí nulové hypotézy nešlo rozhodnout, protože například ze 4 kombinací jsme 3 zamítli a jednu nezamítli. Pro celkový výsledek jsme tedy sečetli počet zamítnutých a nezamítnutých hypotéz a dali je do poměru s jejich celkovým počtem. Hranicí pak bylo to, že musí být $\frac{3}{4}$ ze všech výsledků zamítnutých, abychom původní hypotézu zamítli a naopak.

Tímto způsobem byly rozhodovány hypotézy 1, 2 a 3. Výsledek byl takový, že můžeme zaměnit sondu v tom případě, že je na prvním místě nebo měří samostatně, ale když je na druhém místě, tak se samostatně měřící sondou zaměnit nejde. Nelze ani zaměnit hodnoty pro sondy na prvním a druhém místě. Tabulky s výsledky jsou k nahlédnutí v příloze 2

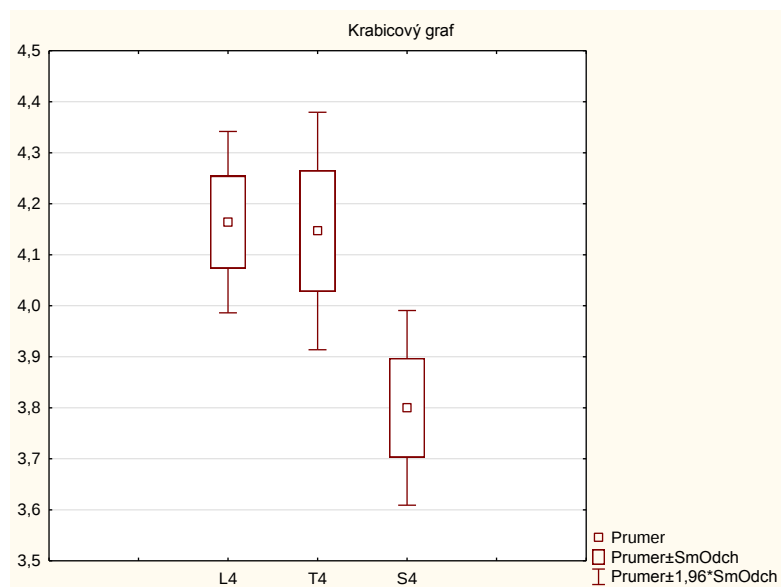
Hypotéza o rovnosti hodnot při dodaném stejném objemu v různých časech, tj. různých průtocích stejného objemu, dopadla tak, že pouze pro Spirobank můžeme říct, že měří stejně při různých průtocích za dodání stejného objemu. Naopak obě dvě sondy LabPro v tomto testu nedosahují nezamítnutí nulové hypotézy, což pro ně znamená to, že i přes stejný objem, naměří při různé rychlosti jeho dodání jiné hodnoty. Viz příloha 2

Předposlední hypotézou a poslední hypotézou testovanou Wilcoxonovým testem je to tvrzení, že pokud do přístroje vniká různý objem ve stejném čase, tak měří stejné hodnoty. Tento případ dopadá pro všechny testované přístroje tak, že nulová hypotéza není zamítnuta, což znamená, že měří stejně. Jedinou výjimku tvoří Spirobank pro objem 4,6 l dodaný za 1 s a za 10 s. V tomto případě byla nulová hypotéza zamítnuta. Viz příloha 2

5.2.3. Mannův - Whitneyův test

Pro poslední hypotézu je zapotřebí se seznámit s dalším druhem Wilcoxonova testu, neboli také Mannův-Whitneyův test. Ten spadá do kategorie dvouvýběrových neparametrických testů. Hypotéza u tohoto typu testu není zaměřena na střední hodnoty, ale pouze předpokládáme stejné rozdělení pravděpodobnosti naší náhodné veličiny v obou souborech. V podstatě testujeme hypotézu, že distribuční funkce těchto rozložení jsou shodné. Můžeme tedy říct, že mediány jsou shodné proti alternativě, že shodné nejsou. Pro výpočet testu je zapotřebí seřadit všechna pozorování od nejmenšího po největší tak, jako kdybychom je považovali za jeden vzorek, a následovně přiřadíme jednotlivým hodnotám pořadí.

Nulovou hypotézou nám zde je $H_0: F(x)=F(y)$ s alternativní hypotézou $H_1: F(x) \neq F(y)$. Slovně je to v tomto konkrétním případě: H_0 : Oba testované přístroje měří stejné hodnoty při stejném a stejně dodaném objemu. H_1 : Oba testované přístroje neměří stejné hodnoty při stejném a stejně dodaném objemu.[7][15]



Obrázek 21: Krabicový graf pro srovnání měření vitálních kapacit sond

Jako příklad uvedeme měření vitální kapacity. Z krabicového grafu pro naměřenou vitální kapacitu je patrné, že mediány obou sond od Vernieru jsou umístěny shodně, ale medián Spirobanku se pohybuje v podstatně nižších hodnotách. Avšak variabilita všech tří přístrojů je podobná, nejmenší však u L_LabPro.

Při pohledu do výsledků testu potvrzujeme domněnku vzniklou již při hodnocení předchozího grafu.

Tabulka 2: Výsledky Mann-Whitneyova testu pro H_0 : Oba testované přístroje měří stejně hodnoty při stejném a stejně dodaném objemu

	H_0	Zamítnuta	Nezamítnuta
VC	T+L		ano
	S+L	ano	
	S+T	ano	
2l/1s	T+L	ano	
	S+L	ano	
	S+T	ano	
2l/10s	T+L		ano
	S+L	ano	
	S+T	ano	
4,6l/1s	T+L	ano	
	S+L	ano	
	S+T	ano	
4,6l/10s	T+L		ano
	S+L	ano	
	S+T	ano	

Nulová hypotéza se nám potvrzuje pouze v případech, kdy bylo měření stejného objemu ve stejném čase prováděno se sondami Vernieru LabPro. Pokud došlo

ke kombinaci jedné nebo druhé sondy se Spirobankem, Mann-Whitneyovým testem nulovou hypotézu zavrhuje a můžeme tvrdit, že přístroje neměří stejný objem s jednotným výsledkem.

5.3 Měření na dobrovolnících

Po otestování přístrojů jsme naměřili i pár hodnot na dobrovolnících. Vzhledem k tomu, že vytvořený přístroj v LabView a Spirobank mají společný jenom jeden test, provedli jsme na každém dobrovolníkovi test vitální kapacity a to třikrát po sobě. V tabulce vidíme naměřené hodnoty a poté výsledek ze tří měření.

Tabulka 3: Měření na dobrovolnících

L_LabPro	Měření/Osoba	A	B	C
	1.	3,60	4,10	2,70
	2.	3,70	3,90	3,00
	3.	3,90	3,90	2,80
	Aritmetický průměr	3,73	3,97	2,83
	Rozptyl	0,016	0,009	0,016
	Směrodatná odchylka	0,125	0,094	0,125
T_LabPro	Měření/Osoba	A	B	C
	1.	3,90	4,00	2,70
	2.	3,80	3,90	3,00
	3.	3,80	3,80	2,70
	Aritmetický průměr	3,83	3,90	2,80
	Rozptyl	0,002	0,007	0,020
	Směrodatná odchylka	0,047	0,082	0,141
Spirobank	Měření/Osoba	A	B	C
	1.	3,30	3,40	2,9
	2.	3,20	3,60	2,90
	3.	3,30	3,40	3,00
	Aritmetický průměr	3,27	3,47	2,93
	Rozptyl	0,002	0,009	0,002
	Směrodatná odchylka	0,047	0,094	0,047

Vidíme, že naměřené vitální kapacity se pohybují spíše v nižších hodnotách. Není to náhoda, testované osoby byly průměrně tělesně stavěné studentky VUT. Je zde krásně poznat, že jedna z nich (pokusná osoba C) trpí chronickým obstrukčním onemocněním plic – *asthma bronchiale*, které konkrétně v tomto případě snižuje vitální kapacitu.

5.4 Korekce hodnot

5.4.4. Korekce naměřených hodnot testovaných dobrovolníků

Z tabulek v příloze 2 vidíme, že hodnoty měřené přístroji nejsou docela stejné oproti očekávané hodnotě dodávané přípravkem. V takovémto případě je zde snaha rozdíl alespoň částečně početně korigovat. Pro tyto účely jsou zjišťovány lineární regrese pro jednotlivé přístroje z hodnot, které jsme pomocí předchozího testování zjistili, že můžeme zaměňovat (viz hypotézy 1, 2 a 3. Základním smyslem lineární regrese je sumarizace vztahu mezi dvěma proměnnými tím způsobem, že určíme přímku, která reprezentuje průběh tohoto vztahu. Stanovená rovnice má tvar

$$y = kx + q \quad (7)$$

kde y je hodnota závislé proměnné, x je hodnota nezávislé proměnné, q je parametr, ze kterého víme v jakém bodě protne přímka vertikální osu Y a nakonec koeficient k je hodnota, která určuje směr přímky. [11]

V tomto případě vkládáme za proměnnou x mediány hodnot naměřených přístroji a vychází nám čísla upravená dle následujících rovnic:

Pro první sondu L_LabPro má rovnice tvar:

$$y = 0,9808x + 0,1885 \quad (8)$$

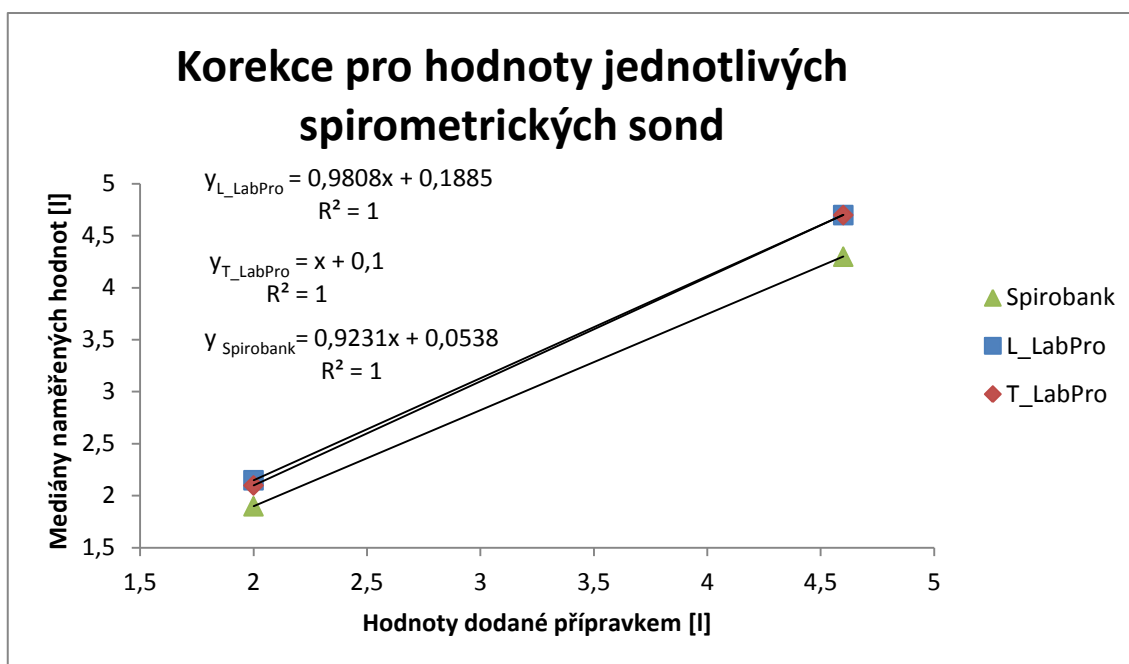
Pro druhou sondu T_LabPro má tvar:

$$y = x + 0,1 \quad (9)$$

A pro Spirobank vypadá následovně:

$$y = 0,9231x + 0,0538 \quad (10)$$

Tyto rovnice vidíme i v následujícím grafu. Je u nich i hodnota R^2 která signalizuje, jak přesná je predikce hodnot podle našich regresních rovnic. Pokud by byla data rozložena daleko do regresní přímky, tak by chyba byla veliká a to by vedlo k nízkému R^2 . Avšak data v tomto případě přimykají k regresní přímce a chyba predikce je malá, čímž vidíme u všech rovnic vysoké R^2 . [11]



Obrázek 22: Korekce pro spirometrické sondy LabPro a spirometr Spirobank

Interpretace těchto konkrétních rovnic je tedy taková, že jedna sonda od firmy Vernier LabPro a spirometr Spirobank nám hodnoty podhodnocují (koeficient $k > 0$) a druhá podle regresní rovnice měří hodnoty stejně. (koeficient $k = 0$) U všech přístrojů se objevuje i koeficient q , který by byl v ideálním případě roven nule.

V tabulce pak vidíme opravené hodnoty pro měření (v litrech) na pokusných osobách podle rovnic.

Tabulka 4: Hodnoty po korekci

Hodnoty po korekci [l]			
Měření/Osoba	A	B	C
L_LabPro	1. 3,5	4,0	2,6
	2. 3,6	3,8	2,9
	3. 3,8	3,8	2,7
T_LabPro	1. 3,8	3,9	2,6
	2. 3,7	3,8	2,9
	3. 3,7	3,7	2,6
Spirobank	1. 3,5	3,6	3,1
	2. 3,4	3,8	3,1
	3. 3,5	3,6	3,2

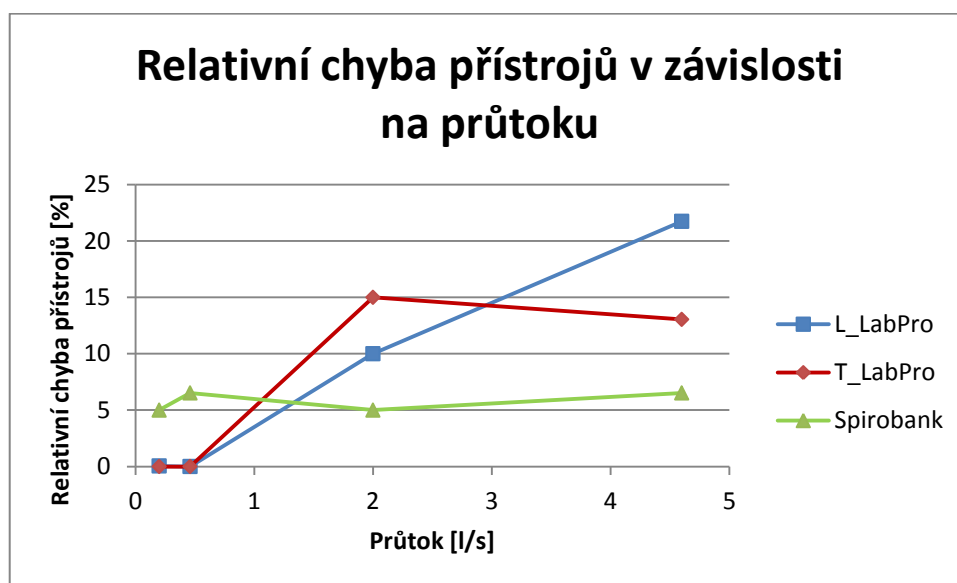
Vidíme zde snížení hodnot pro L_LabPro o průměrně 3,59%, pro T_LabPro také snížení, ale pouze o 2,88% a pro Spirobank to dělá zvýšení v průměru o 6,48% v porovnání s původními naměřenými hodnotami.

5.4.5. Chyby přístrojů

Pro případné další analýzy se spirometrickými sondami by bylo vhodné znát, s jakou chybou může člověk při jakých průtocích vzduchu počítat. Pro zájemce o rozšiřující informace byly vypočítány chyby přístrojů pro průtoky 0,2 l/s, 0,46 l/s, 2 l/s a 4,6 l/s dle přípravku, který dopravoval do sond vzduch. Pro výpočet byly použity mediány naměřených hodnot. Rovnice pro výpočet relativní chyby má tvar:

$$\delta = \frac{V_s - V_p}{V_p} \times 100 \quad (11)$$

kde V_s reprezentuje naměřené hodnoty objemu z přístroje (LabPro, Spirobank) a V_p objem dodávaný přípravkem, tudíž podílem absolutní chyby a naměřené nebo pravé hodnoty údaje.



Obrázek 23: Chyby přístrojů pro měřené průtoky

Procentuální vyjádření chyb oproti reálné hodnotě průtoku je zobrazeno do grafu a nelze si nepovšimnout trendu, který převládá u sond od Vernieru – při větších průtocích se měří s větší chybou a to až 21,74 %. Avšak pro menší průtoky je tato chyba nulová, a to pro oba dva přístroje LabPro. Naopak Spirobank dle rovnice vykazuje chybu průměrně 5,76 % při malých i větších průtocích, což se dá akceptovat, jelikož stanovená přípustná chyba spirometru Spirobank je ± 5 %.

Závěr

Cílem bakalářské práce bylo vytvořit program pro zpracování dat ze spirometrické sondy, získání dat z této sondy a dalších přístrojů, a to za pomoci vytvořeného přípravku pro simulaci funkce plic o vhodných objemech a poté hodnoty statisticky zpracovat a vyhodnotit.

Nejprve jsem se seznámila a prostudovala fungování plic a bylo nutné nabýt vědomostí o parametrech popisujících jejich stav. V další fázi jsem přišla do kontaktu se systémem Vernier LabPro pro získávání dat ze spirometrické sondy a prostudovala jsem programové prostředí LabVIEW.

Po připojení samotné sondy spirometru k počítači přes rozhraní Vernier a sondu LabPro bylo vytvořeno virtuální zařízení, které se skládá z uživatelského rozhraní a blokového diagramu. Grafické rozhraní zobrazuje jak aktuální průběh dechu v průběhu měření, tak samotnou spirometrickou křivku a spočtené parametry. Programátorská část umožňuje signál zpracovávat a upravovat pro požadované zobrazení dat do grafu. Jsou vytvořeny algoritmy jak pro automatické hodnocení spirometrické křivky, tak pro manuální. Virtuální nástroj ze signálu detekuje vitální kapacitu plic, expirační rezervní objem, inspirační rezervní objem a dechový objem. Dále je zde možnost uložení naměřených dat do souboru. Vznikl tak funkční spirometrický měřič, který může výborně posloužit jako podklad pro výuku. Co však není doporučováno, je jeho použití v terénu. Jelikož se musí dodržovat zadaný protokol měření, je zapotřebí kontroly obsluhy, která zajišťuje jeho dodržení a v případě opaku vyšetření provést znovu.

Po vytvoření programu proběhlo testování dostupných sond LabPro a kalibrovaným spirometrem Spirobank. Hodnoty pro statistické testování byly získány pomocí vytvořeného přípravku simulujícího nádech a výdech lidských plic o vhodném rozsahu objemů. Z naměřených hodnot získáváme rozšiřující informace o vlastnostech a funkčnosti přístrojů.

Literatura

- [1] Diagnostika: Vyšetřovací metody. VYŠŠÍ ODBORNÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ A STŘEDNÍ ZDRAVOTNICKÁ ŠKOLA, Hradec Králové, Komenského 234. *Multimediální тренаžér plánování ošetrovatelské péče* [online]. 2010-2012 [cit. 2013-10-31]. Dostupné z: <http://ose.zshk.cz/vyuka/diagnostika.aspx?id=198>
- [2] FIŠEROVÁ, Jarmila, Jan CHLUMSKÝ a Jana KOCIÁNOVÁ. *Funkční vyšetření plic*. 2. vyd. Praha: Geum, 2004, 128 s. ISBN 80-862-5638-3.
- [3] CHLUMSKÁ, J., J. FIŠEROVÁ, J. SATINOVÁ, V. ZINDR, V. KOBLÍŽEK a J. KŘEPELKA. Doporučený postup pro interpretaci základních vyšetření plicních funkcí. In: *ČPFS ČESKÁ*
- [4] KIRALY, Anne. History of Spirometry. *JPHAS* [online]. 2005, roč. 4, č. 1 [cit. 2013-10-30]. Dostupné z: http://www2.uic.edu/orgs/jphas/journal/vol4/issue1/features_ak.shtml
- [5] KANDUS, Jiří. *Stručný průvodce lékaře po plicních funkcích*. Vyd. 2., nezměn. Brno: IDVPZ, 2001, 138 s. ISBN 80-701-3325-2.
- [6] KOLÁŘ, Radim. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. *Lékařská diagnostická technika*. Brno, 2007.
- [7] LAJDOVÁ, Dagmar. *Nemapametrické metody v systému STATISTICA* [online]. Brno, 2009 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: is.muni.cz/th/175528/prif_b/Bakalarka.pdf. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita. Vedoucí práce Marie Budíková.
- [8] MEDICAL INTERNATIONAL RESEARCH. Spirobank USB: A diagnostic spirometry. Rome, 2011. Dostupné z: http://www.spirometry.com/Download/Manuals/new_download_manual.asp?device=SpiroBankUsb&doc=brochures&txtFile=Spirobank_USB_ENG_201109.pdf
- [9] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka: pro humanitní obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008, 302 s. Psyché (Grada). ISBN 978-802-4715-216.
- [10] Methods for Measuring Spirometry. *Spirometrie* [online]. 2007-2012 [cit. 2013-10-30]. Dostupné z: <http://www.spirometrie.info/methods.html>
- [11] *Měření závislosti: Lineární regrese a korelace* [online]. Leeds: Computer Based Learning Unit, University of Leeds., 1998 [cit. 2014-05-15]. Dostupné z: <http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biostat1&node=13#SECTION00132000000000000000>
- [12] NOVÁK, M., S. FEITOVÁ, V. DRAŽIL, J. KRÁTKÝ a P. KRAUS. *Funkční vyšetřování dýchání a oběhu pro SZP: Fyziologie dýchání a funkční vyšetření plic*. Brno: Vydáno vlastním nákladem, 1978.

- [13] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie člověka*. 3., rozš. a upr. vyd. Praha: Fortuna, 2002, 239 s. ISBN 80-716-8819-3.
- [14] PALATKA, Kamil. Funkční vyšetření plic a jeho klinický význam. *Zdravotnické noviny* [online]. 2006, 30.6.2006 [cit. 2013-10-29]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/funkcni-vysetreni-plic-a-jeho-klinicky-vyznam-173677>
- [15] PAVLÍK, Tomáš a Ladislav DUŠEK. *Biostatistika* [online]. Vyd. 1. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012, 131 s. [cit. 2014-04-19]. ISBN 978-80-7204-782-6. Dostupné z: <http://www.iba.muni.cz/res/file/ucebnice/pavlik-biostatistika.pdf>
- [16] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [17] *PNEUMOLOGICKÁ A FTIZEOLOGICKÁ SPOLEČNOST* [online]. Nadační fond Astma v Hrotovicích, 2006 [cit. 2013-11-16]. Dostupné z: <http://www.pneumologie.cz/soubory/Doporuceny%20pos.pdf>
- [18] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [19] SALAJKA, František. *Základní vyšetřovací metody v pneumologii*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita-Lékařská fakulta, 1996, 43 s. ISBN 80-210-1390-7.
- [20] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [21] VERNIER. LabPro System [online]. [cit. 14.4.2013]. Dostupný na WWW: <http://www.vernier.cz/produkty/podrobne-informace/kod/labpro/>
- [22] VERNIER: Spirometer. [online]. [cit. 2013-12-07]. Dostupné z: <http://www.vernier.com/products/sensors/spr-bta/>
- [23] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. 1. vyd. Ilustrace Viktorie Vlachová. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 247 s. ISBN 978-80-7300-245-9.

Přílohy

Příloha 1: Vstupní data pro analýzy

Tabulka P. 1: Naměřené hodnoty z přístrojů – vstupní data

Hodnoty	L_LabPro	T_LabPro	Spirobank
VC (4 l)			
1	4,30	4,1	3,9
2	4,1	4,1	3,9
3	4,3	4,2	3,8
4	4,1	4,1	3,9
5	4,3	4,2	3,9
6	4	4,2	3,8
Q = 2,027 l/s			
1	2,3	2,1	2,1
2	2,3	2,4	2,2
3	2,2	2,2	2,2
4	2,2	2,4	2,3
5	2,2	2,1	2,2
6	2,2	2,4	2,1
Q = 0,202 l/s			
1	2,1	2	2
2	2,1	2	1,9
3	2,2	1,9	2
4	2,1	2,1	1,9
5	2,2	2,1	2
6	2,1	2,1	1,9
Q = 4,687 l/s			
1	5,6	5,9	4,2
2	5,4	5,9	4,4
3	5,8	5,8	4,4
4	5,8	5,9	4,3
5	5,6	5,9	4,3
6	5,8	5,8	4,5
Q = 0,469 l/s			
1	4,7	4,6	4,2
2	4,6	4,6	4,3
3	4,7	4,7	4,3
4	4,7	4,6	4,3
5	4,6	4,6	4,3
6	4,6	4,6	4,3

Tabulka P. 2: Naměřené hodnoty z přístrojů - vstupní data

Hodnoty [l]	L_LabPro;Spirobank		Spirobank;L_LabPro		T_LabPro;Spirobank	
VC (4 l)						
1	4,10	3,90	3,70	4,3	4,4	4,4
2	4,20	3,80	3,70	4,2	4,2	4,1
3	4,20	3,80	3,70	4,1	4,1	4
4	4,00	3,70	3,80	4,1	3,9	3,9
5	4,00	3,80	3,70	4,1	4,1	4
6	4,20	3,90	3,90	4,1	4,1	4
Q = 2,027 l/s						
1	2,4	2	2	1,9	2,4	2
2	2,3	1,9	2	2	2,7	2
3	2,2	1,9	1,9	2,3	2,5	1,9
4	2,1	1,8	1,8	2,2	2,3	1,8
5	2,1	1,9	1,9	2,2	2,4	1,9
6	2,3	2	1,9	2,1	2,4	1,7
Q = 0,202 l/s						
1	2,2	2	1,9	2	2	1,8
2	2,1	1,8	1,7	2	2	1,8
3	1,8	1,7	1,9	1,8	1,9	2
4	1,9	1,9	1,9	1,7	2,1	2
5	2,1	1,8	1,9	1,8	2	2
6	2	1,8	1,8	2	1,9	1,9
Q = 4,687 l/s						
1	5,3	4,3	4,3	5,3	5,6	4,2
2	5,8	4,5	4,2	5	5,4	4,2
3	5,8	4,5	4,3	4,9	5,5	4,2
4	5,6	4,5	4,2	5,1	5,3	4
5	5,3	4,3	4,2	5,1	5,4	4
6	5,5	4,3	4,2	4,7	5,4	4,1
Q = 0,469 l/s						
1	4,6	4,3	4,3	4,5	4,7	4,3
2	4,5	4,5	4,3	4,4	4,7	4,2
3	4,3	4,2	4,3	4,5	4,7	4,2
4	4,9	4,4	4,3	4,6	4,8	4,3
5	4,6	4,2	4,3	4,5	4,7	4,3
6	4,6	4,2	4,2	4,5	4,7	4,3

Tabulka P. 3: Naměřené hodnoty z přístrojů - vstupní data

Hodnoty [l]	Spirobank;T_LabPro		L_LabPro;T_LabPro		T_LabPro;L_LabPro	
VC (4 l)						
1	3,6	3,8	4,2	4,3	4,3	4,2
2	3,7	3,7	4,2	4,2	4,3	4,2
3	3,7	3,7	4	4	4,3	4,3
4	3,9	4	4,1	4,1	4,4	4,2
5	3	3,7	4,1	4,1	4,3	4,2
6	3,9	4	4,2	4,2	4,3	4,2
Q = 2,027 l/s						
1	2	1,8	2,3	2,4	2,3	2,3
2	1,9	1,8	2,2	2,2	2,3	2,2
3	2	1,8	2,3	2,3	2,3	2,2
4	2	1,9	2,2	2,1	2,1	2,2
5	1,9	1,9	2,2	2,2	2,1	2,2
6	2	2	2,4	2,2	2,1	2,2
Q = 0,202 l/s						
1	2,2	2,1	2,2	2,1	2	1,9
2	2	1,8	2,1	2	2,1	2,1
3	1,9	1,7	2	2	2	1,9
4	2	1,8	1,9	2,1	1,9	1,9
5	1,9	1,8	2,1	2,1	2	2
6	1,7	1,7	1,9	2	2	1,9
Q = 4,687 l/s						
1	4,3	4,2	5,6	5,3	5	4,5
2	4,3	4,5	5,3	5,1	5,1	4,7
3	4,3	4,8	5,7	5,4	5,2	4,7
4	4,2	4,8	5,3	5,2	5,5	5
5	4,3	4,5	5,3	5,2	5,2	4,7
6	4,3	4,9	5,3	5,2	5,5	4,9
Q = 0,469 l/s						
1	4,3	3,5	4,9	4,8	4,6	4,5
2	4,2	3,4	4,7	4,6	4,9	4,6
3	4,2	3,5	4,7	4,7	4,7	4,5
4	4,5	3,8	4,8	4,7	4,5	4,5
5	4,5	3,8	4,7	4,7	4,6	4,5
6	4,3	3,4	4,7	4,6	4,6	4,6

Příloha 2: Výsledky analýz

Tabulka P. 4: Explorativní analýza dat

Proměnná	Popisné statistiky									
	N platných	Průměr	Medián	Modus	Min	Max	Kvantil (10)	Kvantil (90)	Rozptyl	Sm.odch.
L4	6	4,18	4,20	4,30	4,0	4,3	4,0	4,3	0,018	0,133
T4	6	4,15	4,15	-	4,1	4,2	4,1	4,2	0,003	0,055
S4	6	3,87	3,90	3,90	3,8	3,9	3,8	3,9	0,003	0,052
L14	6	4,12	4,15	4,20	4,0	4,2	4,0	4,2	0,010	0,098
S24	6	3,82	3,80	3,80	3,7	3,9	3,7	3,9	0,006	0,075
S14	6	3,75	3,70	3,70	3,7	3,9	3,7	3,9	0,007	0,084
L24	6	4,15	4,10	4,10	4,1	4,3	4,1	4,3	0,007	0,084
T14	6	4,13	4,10	4,10	3,9	4,4	3,9	4,4	0,027	0,163
S24.	6	4,07	4,00	4,00	3,9	4,4	3,9	4,4	0,031	0,175
S14.	6	3,63	3,70	-	3,0	3,9	3,0	3,9	0,111	0,333
T24	6	3,82	3,75	3,70	3,7	4,0	3,7	4,0	0,022	0,147
L14.	6	4,13	4,15	4,20	4,0	4,2	4,0	4,2	0,007	0,082
T24.	6	4,15	4,15	-	4,0	4,3	4,0	4,3	0,011	0,105
T14.	6	4,32	4,30	4,30	4,3	4,4	4,3	4,4	0,002	0,041
L24.	6	4,22	4,20	4,20	4,2	4,3	4,2	4,3	0,002	0,041
L2s	6	2,23	2,20	2,20	2,2	2,3	2,2	2,3	0,003	0,052
T2s	6	2,27	2,30	2,40	2,1	2,4	2,1	2,4	0,023	0,151
S2s	6	2,18	2,20	2,20	2,1	2,3	2,1	2,3	0,006	0,075
L12s	6	2,23	2,25	-	2,1	2,4	2,1	2,4	0,015	0,121
S22s	6	1,92	1,90	1,90	1,8	2,0	1,8	2,0	0,006	0,075
S12s	6	1,92	1,90	1,90	1,8	2,0	1,8	2,0	0,006	0,075
L22s	6	2,12	2,15	2,20	1,9	2,3	1,9	2,3	0,022	0,147
T12s	6	2,45	2,40	2,40	2,3	2,7	2,3	2,7	0,019	0,138
S22s.	6	1,92	1,90	1,90	1,8	2,0	1,8	2,0	0,006	0,075
S12s.	6	1,97	2,00	2,00	1,9	2,0	1,9	2,0	0,003	0,052
T22s	6	1,87	1,85	1,80	1,8	2,0	1,8	2,0	0,007	0,082
L12s.	6	2,27	2,25	2,20	2,2	2,4	2,2	2,4	0,007	0,082
T22s.	6	2,23	2,20	2,20	2,1	2,4	2,1	2,4	0,011	0,103
T12s.	6	2,20	2,20	-	2,1	2,3	2,1	2,3	0,012	0,110
L22s.	6	2,22	2,20	2,20	2,2	2,3	2,2	2,3	0,002	0,041
L2d	6	2,13	2,10	2,10	2,1	2,2	2,1	2,2	0,003	0,052
T2d	6	2,03	2,05	2,10	1,9	2,1	1,9	2,1	0,007	0,082
S2d	6	1,95	1,95	-	1,9	2,0	1,9	2,0	0,003	0,055
L12d	6	2,02	2,05	2,10	1,8	2,2	1,8	2,2	0,022	0,147
S22d	6	1,83	1,80	1,80	1,7	2,0	1,7	2,0	0,011	0,103
S12d	6	1,85	1,90	1,90	1,7	1,9	1,7	1,9	0,007	0,084
L22d	6	1,88	1,90	2,00	1,7	2,0	1,7	2,0	0,018	0,133
T12d	6	1,98	2,00	2,00	1,9	2,1	1,9	2,1	0,006	0,075
S22d.	6	1,92	1,95	2,00	1,8	2,0	1,8	2,0	0,010	0,098

S12d.	6	1,95	1,95	-	1,7	2,2	1,7	2,2	0,027	0,164
T22d	6	1,82	1,80	1,80	1,7	2,1	1,7	2,1	0,022	0,147
L12d.	6	2,03	2,05	-	1,9	2,2	1,9	2,2	0,015	0,121
T22d.	6	2,05	2,05	-	2,0	2,1	2,0	2,1	0,003	0,055
T12d.	6	2,00	2,00	2,00	1,9	2,1	1,9	2,1	0,004	0,063
L22d.	6	1,95	1,90	1,90	1,9	2,1	1,9	2,1	0,007	0,084
L6s	6	5,67	5,70	5,80	5,4	5,8	5,4	5,8	0,027	0,163
T6s	6	5,87	5,90	5,90	5,8	5,9	5,8	5,9	0,003	0,052
S6s	6	4,35	4,35	-	4,2	4,5	4,2	4,5	0,011	0,105
L16s	6	5,55	5,55	-	5,3	5,8	5,3	5,8	0,051	0,226
S26s	6	4,40	4,40	-	4,3	4,5	4,3	4,5	0,012	0,110
S16s	6	4,23	4,20	4,20	4,2	4,3	4,2	4,3	0,003	0,052
L26s	6	5,02	5,05	5,10	4,7	5,3	4,7	5,3	0,042	0,204
T16s	6	5,43	5,40	5,40	5,3	5,6	5,3	5,6	0,011	0,103
S26s.	6	4,12	4,15	4,20	4,0	4,2	4,0	4,2	0,010	0,098
S16s.	6	4,28	4,30	4,30	4,2	4,3	4,2	4,3	0,002	0,041
T26s	6	4,62	4,65	-	4,2	4,9	4,2	4,9	0,070	0,264
L16s.	6	5,42	5,30	5,30	5,3	5,7	5,3	5,7	0,034	0,183
T26s.	6	5,23	5,20	5,20	5,1	5,4	5,1	5,4	0,011	0,103
T16s.	6	5,25	5,20	-	5,0	5,5	5,0	5,5	0,043	0,207
L26s.	6	4,75	4,70	4,70	4,5	5,0	4,5	5,0	0,031	0,176
L6d	6	4,65	4,65	-	4,6	4,7	4,6	4,7	0,003	0,055
T6d	6	4,62	4,60	4,60	4,6	4,7	4,6	4,7	0,002	0,041
S6d	6	4,28	4,30	4,30	4,2	4,3	4,2	4,3	0,002	0,041
L16d	6	4,58	4,60	4,60	4,3	4,9	4,3	4,9	0,038	0,194
S26d	6	4,30	4,25	4,20	4,2	4,5	4,2	4,5	0,016	0,126
S16d	6	4,28	4,30	4,30	4,2	4,3	4,2	4,3	0,002	0,041
L26d	6	4,50	4,50	4,50	4,4	4,6	4,4	4,6	0,004	0,063
T16d	6	4,72	4,70	4,70	4,7	4,8	4,7	4,8	0,002	0,041
S26d.	6	4,27	4,30	4,30	4,2	4,3	4,2	4,3	0,003	0,052
S16d.	6	4,33	4,30	-	4,2	4,5	4,2	4,5	0,019	0,137
T26d	6	3,57	3,50	-	3,4	3,8	3,4	3,8	0,035	0,186
L16d.	6	4,75	4,70	4,70	4,7	4,9	4,7	4,9	0,007	0,084
T26d.	6	4,68	4,70	4,70	4,6	4,8	4,6	4,8	0,006	0,075
T16d.	6	4,65	4,60	4,60	4,5	4,9	4,5	4,9	0,019	0,138
L26d.	6	4,53	4,50	4,50	4,5	4,6	4,5	4,6	0,003	0,052

Tabulka P. 5: Výsledky analýz 1, 2 a 3

		H ₀₁		H ₀₂		H ₀₃	
		Zamítnuta	Nezamítnuta	Zamítnuta	Nezamítnuta	Zamítnuta	Nezamítnuta
VC	L		2/2		2/2		4/4
	T	1/2	1/2	1/2	1/2	2/4	2/4
	S		2/2	1/2	1/2	2/4	2/4
2l/1s	L		2/2		2/2		4/4
	T		2/2	1/2	1/2	3/4	1/4
	S	2/2		2/2			4/4
2l/10s	L		2/2	2/2			4/4
	T		2/2	1/2	1/2	1/4	3/4
	S	1/2	1/2		2/2		4/4
4,6l/1s	L		2/2	2/2		4/4	
	T	2/2		2/2		3/4	1/4
	S		2/2	1/2	1/2		4/4
4,6l/10s	L		2/2	1/2	1/2	2/4	2/4
	T	1/2	1/2	1/2	1/2	2/4	2/4
	S		2/2		2/2		4/4
Poměr		7/30	23/30	15/30	15/30	17/60	43/60
Vyjádřeno v %		23,33	76,67	50,00	50,00	28,33	71,67
Rozhodnutí		Nezamítnuto ve více než 3/4 případů – hodnoty lze zaměňovat		Zamítnuto ve více než 3/4 případů – hodnoty nelze zaměňovat		Zamítnuto ve více než 3/4 případů – hodnoty nelze zaměňovat	

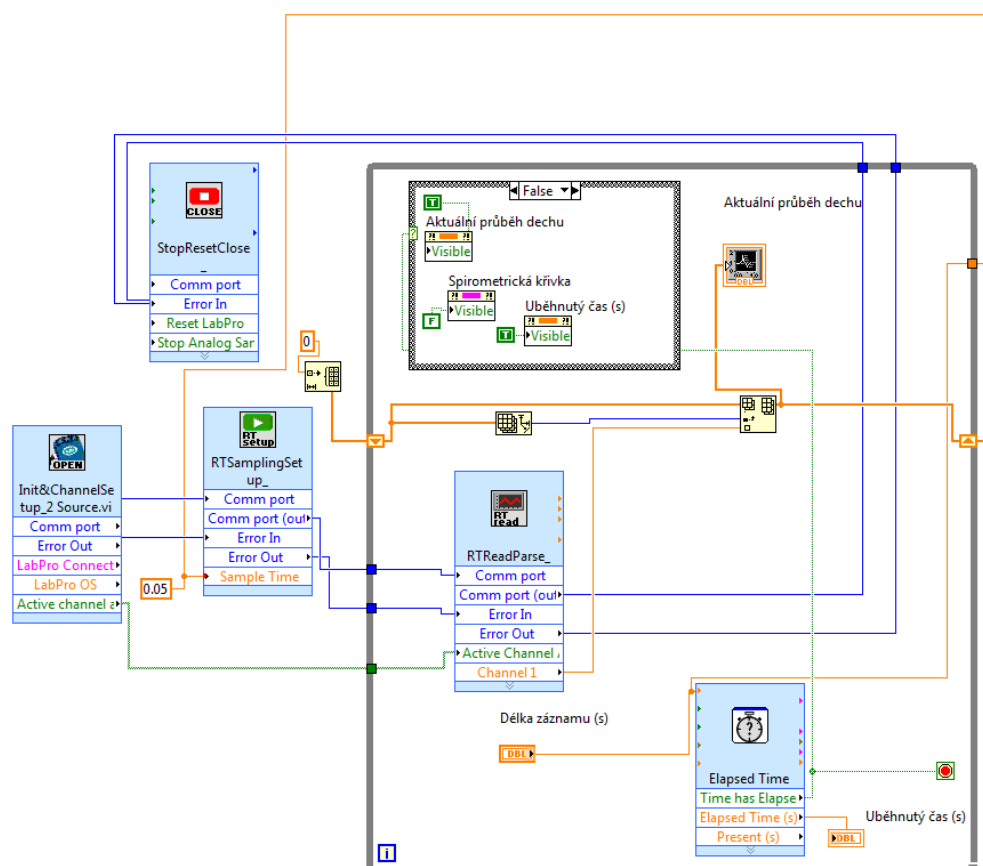
Tabulka P. 6: Wilcoxonův párový test pro zjištění platnosti hypotézy 5, kde je H₀ o rovnosti hodnot objemů přístrojů v různém čase

	H ₀	Zamítnuta	Nezamítnuta
L_LabPro	2l/1s/10s	ano	
	4,6l/1s/10s	ano	
T_LabPro	2l/1s/10s	ano	
	4,6l/1s/10s	ano	
Spirobank	2l/1s/10s		ano
	4,6l/1s/10s		ano

Tabulka P. 7: Wilcoxonův párový test pro zjištění platnosti hypotézy 6, kde je H_0 : Přístroje měří stejné hodnoty při stejném vdechnutém objemu v různém čase

	H_0	Zamítnuta	Nezamítnuta
L_LabPro	2l/4,6l/1s		ano
	2l/4,6l/10s		ano
T_LabPro	2l/4,6l/1s		ano
	2l/4,6l/10s		ano
Spirobank	2l/4,6l/1s		ano
	2l/4,6l/10s	ano	

Příloha 3: Spirometr v LabVIEW



Obrázek P. 1: Blokové schéma – Načítání signálu

