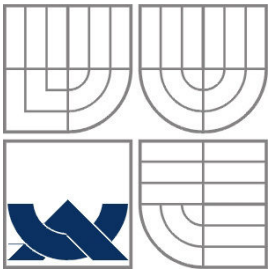
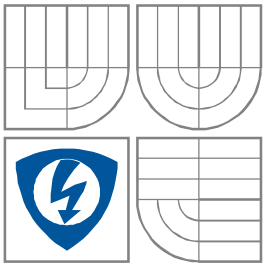


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

SPIROMETRICKÁ MĚŘENÍ

SPIROMETRIC MEASUREMENTS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR‘S THESIS

AUTOR PRÁCE MIROSLAV VECHETA

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE Ing. VLADIMÍR SLÁVIK

SUPERVISOR

BRNO, 2013

Abstrakt

Tato práce se zabývá metodou funkčního vyšetření plic – spirometrií. Práce se skládá ze dvou hlavních částí.

První část je důležitá pro seznámení se s anatomií, fyziologií a patofyziologií plic a se základy funkčního vyšetření plic. Druhá část následně navazuje samotnou realizací spirometru pomocí softwaru LabView. Výsledný program dokáže zpracovat naměřená data a vytvořit spirometrickou křivku, z ní vypočítat hledané parametry a následně je uložit do textového souboru.

K práci je přiložen návod pro využití programu v laboratorní úloze.

Klíčová slova

Spirometrie, vyšetření plic, spirometr, LabView.

Abstract

This thesis deals with a method of Pulmonary Function Test called Spirometry and it consist of two main parts.

The first part is important for introduction to lungs physiology, pathophysiology and their anatomy and for basic methods of lung function testing. The second part continues with implementation of a spirometer within graphical enviroment of LabView. This spirometer is able to show a spirometric curve and to analyse and calculate particular parameters. The final data can be saved in a text file.

Also there are instructions to use the spirometer in a laboratory task.

Key words

Spirometry, Pulmonary Function Test, spirometer, LabView.

VECHETA, M. *Spirometrická měření.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 50 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Vladimír Slávik.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Spirometrická měření jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 30. května 2013 .....

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Vladimíru Slávikovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 30. května 2013 .....

podpis autora

Obsah

Úvod 7
1. Anatomie a fyziologie plic, vyšetření plic 8
1.1. Anatomie plic 8
1.2. Funkční vyšetření plic 9
1.3. Základní měřené parametry 10
2. Metody funkčního vyšetření plic 11
2.1. Rozdělení měřících metod 11
2.2. Spirometrie 11
2.2.1. Historie spirometru 11
2.2.2. Spirometry v současnosti 12
2.3. Průběh vyšetření 13
2.3.1. Vyšetření klidových objemů a maximální minutové ventilace 13
2.3.2. Záznam křivky objem – čas 14
2.3.3. Záznam křivky průtok - objem 15
2.4. Další vyšetřovací metody 15
2.4.1. Další základní metody 15
2.4.2. Další rozšířené metody 15
2.4.3. Speciální metody 17
3. Použité přístroje a systémy 18
3.1. LabView 18
3.2. Systém LabPro 18
3.3. Sonda spirometru 19
3.4. Kontrolní spirometr SPIROBANK, DT 20
4. Realizace spirometru 21
4.1. Propojení LabPro spirometru a programu LabView 21
4.2. Uživatelské rozhraní programu 21
4.3. Blokový diagram 22
4.3.1. Načtení signálu a vykreslení křivky 22
4.3.2. Umístění kurzorů 23
4.3.3. Výpočet hledaných parametrů 24
4.3.4. Uložení signálu a výsledných dat 25
5. Statistická analýza dat 27
5.1. Normální rozdělení 28

5.2. Wilcoxův test 30
5.3. Korekce dat naměřených programem LabVIEW 32
Závěr 35
Použitá literatura 36
Přílohy I
Příloha 1 – Obrazové dodatky I
Příloha 2 – Tabulka měřených parametrů funkčního vyšetření plic V
Příloha 3 – Postup při analýze Wilcoxovým testem, výpočet testovacího kritéria, tabulka kritických hodnot VI
Wicoxův test VI
Výpočet testovacího kritéria VII
Tabulka kritických hodnot pro Wilcoxův test VIII
Příloha 4 – Blokový diagram programu – část 1 X
Příloha 4 – Blokový diagram programu – část 2 XI
Příloha 5 – Návod pro měření se spirometrem v programu LabView XII

Úvod

Plíce jsou bez pochyby jedním z nejdůležitějších orgánů v lidském těle. Na jejich správné funkci závisí dostatečné zásobení kyslíkem všech částí těla – zejména pak mozku a srdce.

Jenže plíce mají i svá specifická onemocnění a ty se čím dál více stávají tzv. generační chorobou moderní doby. Opravdu čistého vzduchu, který bychom dýchali, ubývá na celé Zemi rapidním tempem, a tak spolu s životně důležitým kyslíkem do plic vdechujeme mimo jiné i částečky prachu, jemného popela a nejrůznějších toxických a karcinogenních látek, které pod hromadným názvem smog, vypouštíme do ovzduší ať už z komínů továren nebo z výfuků našich aut.

Dalším fenoménem, který s onemocněním plic velmi úzce souvisí, je kouření. Podle prohlášení vědců z Hvidovre Hospital v Dánsku, každý čtvrtý kuřák trpí závažným obstrukčním onemocněním plic [1]. Plíce se do určité míry dokáží vdechovaných nečistot zbavovat samy, ale důležité je vědět, kde tato hranice leží. Podle Světové zdravotnické organizace (WHO) bude v roce 2020 toto onemocnění celosvětově třetí nejčastější příčinou úmrtí.

Vyšetření plic bychom tak rozhodně neměli brát na lehkou váhu a právě kvůli významnosti tohoto vyšetření se stále hledají nové cesty a způsoby, jak vyšetření zpřesnit, jak nejlépe vyhodnotit průběh spirometrické křivky, jak co nejpřesněji určit její jednotlivé parametry a zjistit tak skutečný stav plic.

Ve velké většině vyšetření se dnes využívá přístroj spirometr, jímž se bude zabývat i tato práce. Snahou bude vytvořit program, který by ve virtuálním prostředí programu LabView imitoval funkce skutečného spirometru a po připojení na spirometrickou sondu LabPro, dokázal vykreslit a vyhodnotit spirometrickou křivku z reálně měřených dat. K programu bude následně vytvořen návod pro jeho využití v laboratorní úloze.

Abychom však tohoto cíle mohli dosáhnout, měli bychom se nejdříve seznámit alespoň se základní stavbou a funkčností samotných plic, projít si principy dnes užívaných vyšetření a v neposlední řadě se i seznámit s programem LabView a přístrojem LabPro, pomocí kterých bude tento projekt realizován.

1. Anatomie a fyziologie plic, vyšetření plic

1.1. Anatomie plic

Jak už bylo naznačeno v úvodu, plíce jsou úzce spjaty s kardiovaskulárním systémem, odpovídají za zásobování všech buněk těla nenahraditelným kyslíkem a odvádí z něj odpadní oxid uhličitý. Vzduch do těla vstupuje nosem a ústy, pokračuje hltanem (pharynx) a hrtanem (larynx). Do samotných plic přichází vzduch průdušnicí (trachea), která se přibližně ve výši čtvrtého hrudního obratle (Th4) větví na pravou a levou hlavní průdušku (bronchus principalis dexter et sinister), zanořující se do plicní tkáně v oblasti hilů. Pravá hlavní průduška je dlouhá asi 3 cm a široká kolem 15 mm. Levý hlavní bronchus mívá obvykle délku 4 – 5 cm a průsvit 11 mm. V každé plíci se pak hlavní průduška dělí ve svůj vlastní průduškový strom (arbor bronchialis), viz. Příloha 1, obrázek 1.
Plíce mají dvojí krevní oběh a každý má svoji specifickou funkci [2, 3]:

a) **Funkční plicní krevní oběh:** (také nazývaným jen plicním nebo malým krevním oběhem) představuje spojení mezi pravou srdeční komorou a levou srdeční síní, zajišťující oběh krve přes plicní tepny (arteriae pulmonales) do plic, plicní mikrocirkulaci a zpět do srdce přes plicní žíly (venae pulmonales). Tento cévní systém umožňuje výměnu dýchacích plynů mezi atmosférickým vzduchem a krví, která probíhá v plicních sklípcích (alveolech).
b) **Nutritivní plicní krevní oběh:** sestává z průduškových tepen (rami bronchiales), jež jsou větvemi hrudní aorty nebo třetí zadní mezižeberní tepny (arteria intercostalis posteriori tertia) a z průduškových žil (venae bronchiales), jež jsou přítoky liché žíly (vena azygos) a přidatné pololiché žíly (venae hemiazygos accessoria). Toto řečiště obstarává výživu stěny průdušek a plicního intersticia.

Dýchání samotné pak můžeme rozdělit na dva druhy – dýchání zevní, jež je výměnou dýchacích plynů mezi krví a plícemi; a dýchání vnitřní, jež spočívá ve výměně kyslíku a oxidu uhličitého mezi krví a tkáněmi.

1.2. Funkční vyšetření plic

Zevní dýchání můžeme rozdělit do čtyř funkčních celků [4]:

- Ventilace
  - pohyb vzduchu ze zevního prostředí do plic (nádech) a naopak (výdech),
- Distribuce
  - rozdělení vdechnutého vzduchu v plicích a jeho smíšení se vzduchem, který v plicích zůstal po předchozím výdechu.
- Difúze
  - výměna plynů mezi alveoly a plicními kapilárami,
- Perfúze
  - průtok krve řečištěm plicních kapilár.

A právě o těchto úsecích získáváme informace při funkčním vyšetření plic, jež je jedno ze základních vyšetřovacích metod (viz. níže).

Při vyšetřeních nás zajímají hodnoty plicních objemů a kapacit. Zatímco objemy se již dále nemohou rozdělit na dílčí podjednotky, kapacity takto rozdělit můžeme. Ukažme si malý příklad:

Hodnota dechového objemu je objem normálního nádechu nebo výdechu. Tuto hodnotu už tedy nemáme jak dále rozdělit. Inspirační kapacita je však největší možný objem, který lze do plic nadechnout, a můžeme u ní tedy definovat dvě podjednotky, ze kterých se tato hodnota skládá – normální dechový objem a inspirační rezervní objem.

S jistou opatrností bychom tedy mohli říct, že objemy jsou jakousi základní plicní jednotkou a kombinace několika těchto objemů vytváří plicní kapacitu.

Při měření můžeme dále získané parametry rozdělit do dvou kategorií. Jako objemy statické a dynamické.

U statických plicních objemů (TLC, VT, IRV, ERV, RV, IC, FRC, VC, …) nejsou jejich hodnoty sledovány v závislosti na čase, naopak u dynamických (FVC, FEV1, PEF, MEF, MV, MVV, …) sledujeme právě tuto závislost. Tyto objemy jsou pak měřeny během usilovného nebo rychlého dýchání. Naměřené parametry jsou zaznamenány do tzv. spirometrické křivky, spirogramu, který v souřadnicovém systému vyjadřuje závislost změny objemu na čase.

Grafické znázornění v souřadnicovém systému, které pak vyjadřuje vztah mezi průtokem vzduchu dýchacími cestami a objemem usilovně vydechnutého a nadechnutého vzduchu se nazývá křivkou průtok – objem, zkráceně pak jako křivka nebo smyčka F-V (z anglického flow - volume). Zjišťujeme tak nejen základní dynamické ventilační parametry, ale také hodnoty rychlostí výdechových průtoků.

1.3. Základní měřené parametry

Parametrů, které lze získat z jednotlivých vyšetření je opravdu hodně, přibližme si tedy alespoň několik základních parametrů tak, jak jsou definovány v [5]. Jsou to parametry, které budeme používat ještě v pozdější fázi této práce:

- VC – *vitální kapacita (l)*: maximální objem vzduchu, který lze po maximálním nádechu vydechnout (VC_{exp}, resp. EVC).

- V_T – *dechový objem (l)*: objem vzduchu vdechnutý nebo vydechnutý jedním normálním vdechem nebo výdechem.

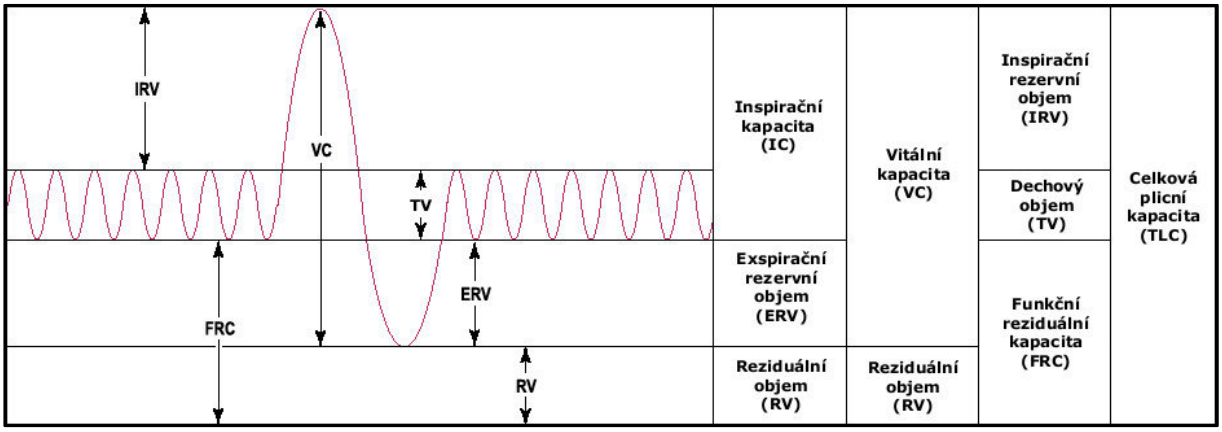
- FVC – *usilovná vitální kapacita (l)*: maximální objem vzduchu, který lze po maximálním nádechu prudce vydechnout při maximálním usilovném výdechu.

- FEV_1 – *usilovně vydechnutý objem za 1. sekundu (l)*: objem vzduchu vydechnutý s největším úsilím za 1. sekundu po maximálním nádechu, standardní odchylka při opakovaných měřeních je od 60 do 270 ml, průměrně 183 ml.

- Df – *klidová dechová frekvence*: počet dechů za 1 minutu.

- PEF – *vrcholový výdechový průtok (rychlost) ($l.s^{-1}$)*: nejvyšší rychlost na vrcholu usilovného výdechu měřená za 0,1 sekundy. Je vysoce závislý na úsilí.

Celkový přehled měřených parametrů dle [5], je pak vypsán v přiložené tabulce. Poměr jednotlivých hodnot můžeme také vidět na obrázku 1.1.



Obr. 1.1 – Dechový vzor s vyznačenými objemy a kapacitami [6]

2. Metody funkčního vyšetření plic

2.1. Rozdělení měřících metod

Nejsou to jen měřené parametry, které dle jejich vlastností rozdělujeme do jednotlivých skupin. Do tří skupin můžeme rozdělit i samotné měřící metody [7].

- **Základní**: Měření vrcholového výdechového průtoku, spirometrie, smyčka průtok-objem, maximální minutová ventilace, bronchodilatační testy.

- **Rozšířené:** Nepřímo měřitelné statické plicní objemy, odpor dýchacích cest, difúzní kapacita plic, bronchokonstrikční testy, pulzní oxymetrie, elastické vlastnosti plic, spirometrická ergometrie.

- **Speciální:** Plicní cirkulace, distribuce ventilace, vyšetření u nespolupracujících pacientů, vyšetření ve spánkové laboratoři – polysomnografie, inspirační průtok.

Výsledky metod základního vyšetření bychom mohli označit jako orientační, protože většinou určují jen přítomnost či nepřítomnost poruchy. Kvantitativně vyjadřují stupeň *obstrukční* poruchy a podezření na poruchy *restrikční.*

U těchto metod měříme vdechované a vydechované objemy vzduchu a to jak při klidových, tak i usilovných dýchacích manévrech.

Nejpoužívanějším vyšetřením je vyšetření **Vrcholového výdechového průtoku (PEF).**

2.2. Spirometrie

Tato vyšetřovací metoda je dnes asi nejvyužívanější metodou pro zjištění správné funkčnosti plic, umožňuje nám výběr ze široké škály měřených parametrů, a i když vyžaduje od pacienta určitou míru spolupráce, lze ji u pacienta aplikovat téměř bez ohledu na věkové omezení.

Vyšetřovací přístroj se nazývá spirometr.

2.2.1. Historie spirometru

První pokusy s přístroji, které by měřily dechové schopnosti pacienta, jsou zaznamenány již ve starověkém Římě.

První známý plně funkční spirometr je však vyroben až anglickým chirurgem Johnem Hutchinsonem ve 40. letech 19. století, kdy léčil pacienty s černým kašlem

a tuberkulózou. Z historických záznamů vyplývá, že s tímto přístrojem vyšetřil přes 4000 pacientů a ustanovil tak jakýsi první precedent v oblasti prevence a léčby plicních chorob.

Hutchinsonův spirometr sestával z kalibrovaného zvonu, ponořeného do nádoby s vodou, do nějž byl zachytáván vzduch vydechovaný z pacientových plic.

V 60. letech 19. století rozšířil Hutchinsonův spirometr William Salter o záznamové médium – otočný válec, na který byly perem, připevněným ke zvonu, zaznamenávány jeho pohyby, za vzniku prvního spirogramu [8] (viz. Příloha 1, obrázky 2 a 3).

2.2.2. Spirometry v současnosti

Tato jednoduchá konstrukce spirometru je, pouze s drobnými úpravami, používána i v dnešní době jako spirometr *s uzavřeným oběhem*, přičemž spirogramy jsou dnes už vykreslovány počítači. Díky nim je i zjednodušené vyhodnocování a porovnávání výstupních hodnot s náležitými konstantami, či dříve měřenými hodnotami.

Čím dál více jsou dnes ale k přímému měření využívány přístroje *s otevřeným okruhem*, které využívají analyzátory rychlosti průtoku vzduchu a objem kalkulují integrací průtoku a času, jakožto plochu pod křivkou s časem na ose x a průtokem na ose y. Tyto přístroje se nazývají pneumotachometry a pracují na principu diferenciálního tlakoměru. Tlakový rozdíl před a za překážkou v pneumotachografické hlavici je přímo úměrný průtokové rychlosti vzduchu. Výstupní elektrický signál je následně digitálně zpracován a zobrazen ve speciálním PC programu.

Principiálně je možné pro pneumotachometrická měření použít tři typy snímačů [9]:

- Typ s pneumatickým odporem

  Odpor je vložen do měřící hlavice (vzdušné cesty). Nejčastěji se můžeme setkat se dvěma typy odporů:

  - Metalickou síťkou, respektive několik těchto sítěk za sebou (pneumograf s tímto odporem se také nazývá Silvermann – Lilly).
  - Soustavou tenkých kapilár (tzv. Fleischův pneumograf).

  Podmínkou při konstrukci tohoto pneumografu je dodržení laminárního proudění celou trubicí.

- Typ s turbínkou

  Do tubusu s náustkem je vložena malá turbínka, jejíž osa rotace je shodná s osou snímače. Turbínka se proudem vzduchu otáčí úhlovou rychlostí úměrnou proudu vzduchu. Rychlost otáček je bezkontaktně fotoelektricky nebo magneticky měřena a získaný střídavý elektrický signál je tak úměrný počtu otáček za minutu. Na jejich základě lze stanovit průtok a objem ventilovaného vzduchu.

- Typ snímače s vyhřívaným anemometrem
  Tento typ využívá principu měření rychlosti větru v meteorologii. Jedná se o snímač průtoku vzduchu, ve kterém je tenký drátek, umístěný napříč tubusem a vyhřívaný průchodem elektrického proudu. V klidu je teplota ve snímači rovna teplotě okolí, při dýchání ale proudící vzduch drát ochlazuje a jeho teplota i elektrický odpor se tak snižují. Změna odporu řídí zpětnovazební elektronické obvody tak, aby byla dosažena původní teplota. Vyhodnocená změna velikosti vyhřívacího proudu pak nese informaci o měřeném proudu vzduchu.

Znázornění jednotlivých typů pneumografu – viz. Příloha 1, obrázky 4 – 7.

2.3. Průběh vyšetření

Samozřejmostí je před každým vyšetřením zvolení správných parametrů, které budeme měřit. Široké spektrum měřených hodnot nám jen zvyšuje množství falešně pozitivních výsledků (což také bylo opakovaně dokázáno).

Nutností je také důkladné seznámení pacienta s průběhem vyšetření, které by se mělo provádět minimálně jednu hodinu po kouření cigarety, po jídle, či expozici dráždivých látek nebo chladu (pokud to ovšem není záměrem vyšetření). Vyšetření se neprovádí u pacientů, kteří odmítají spolupracovat, nebo u kterých to nedovoluje jejich zdravotní či mentální stav [5].

2.3.1. Vyšetření klidových objemů a maximální minutové ventilace

Samotné vyšetření sestává z krátkého intervalu klidového dýchání, po kterém následuje několik manévrů vyšetření VC (jak z IVC do EVC, tak naopak). Součástí také bývá vyšetření FVC. Manévr je podobný jako u VC, jen je použito maximální úsilí a snahy o co nejrychlejší výdech.

Dobrá spolupráce pacienta se projeví pravidelnými dechovými cykly na spirogramu. Nepravidelné cykly pak mohou značit jeho sníženou spolupráci či jeho neurotický stav (častý bývá tzv. „Syndrom bílého pláště“).

Měření by se mělo provádět 3x a za výsledný by měl být považován nejlepší výsledek.

U maximální minutové ventilace provádí pacient, po určité době klidového dýchání, dýchání maximálním dechovým objemem při maximální možné frekvenci. Tento manévr se obvykle provádí 12 – 15 sekund (opět je však toto vyšetření závislé na míře spolupráce a zdravotním stavu pacienta).

Hlavním získávaným parametrem u tohoto vyšetření je maximální objem vzduchu, který může být proventilován plícemi za 1 minutu při maximálním úsilí (MVV). Teoretická hodnota tohoto parametru k porovnání se dá stanovit jako FEV_1 x 30.

Druhým získávaným parametrem je pak dechová rezerva (DR), která bývá vyjadřována jako poměr DR = MVV : MV, tedy, kolikrát může pacient zvýšit objem proventilovaného vzduchu při zvýšeném úsilí.

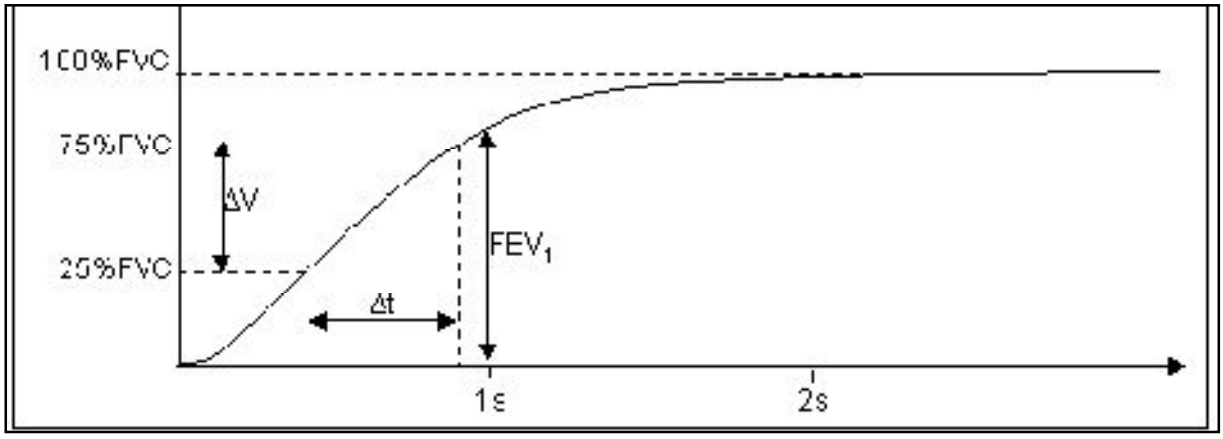
V následující tabulce (tabulka 2.1) je popsáno hodnocení výsledků maximální minutové ventilace a dechové rezervy.

Redukce MVV			Dechová rezerva	
80 – 65 %	Lehká obstrukční porucha		1 : 10 u mladších, 1 : 7 u starších osob	Fyziologická hodnota DR
64 – 45 %	Středně těžká obstrukční porucha		1 : 5	Patologická hodnota DR
44 % a nižší	Těžká obstrukční porucha		1 : 2	Zřejmá klidová dušnost

Tabulka 2.1 – Výsledky měření minutové ventilace a dechové rezervy [7]

2.3.2. Záznam křivky objem – čas

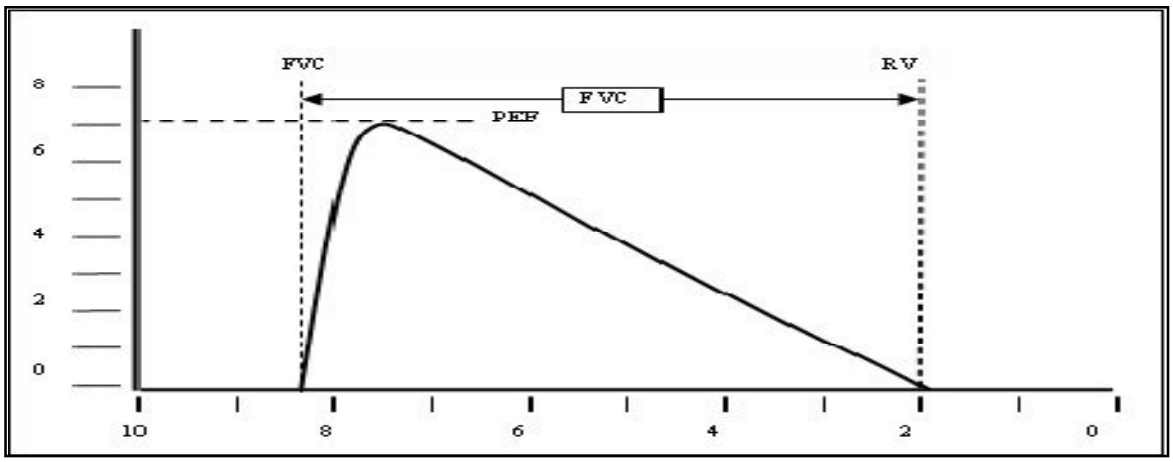
Naměřené spirometrické parametry se zaznamenávají do tzv. spirometrické křivky, která v souřadnicovém systému vyjadřuje závislost změny objemu na čase. Ze spirogramu pak můžeme stanovovat parametry [5]: VT, ERV, IRV, VC, IC, MMV, Df, …
(viz Příloha 2, tabulka)
Z výsledné křivky také můžeme sledovat kvalitu provedení testu.



Obr. 2.1 – Křivka objem - čas

2.3.3. Záznam křivky průtok - objem

Tato metoda našla velké uplatnění hlavně v posledních letech díky rozvoji výpočetní techniky. Na rozdíl od klasického spirogramu objem – čas, nyní sledujeme změnu průtoku vzduchu dýchacími cestami v závislosti na změně objemu. Tato metoda je díky změně průtoku citlivější pro obstrukční onemocnění [10]. Z výsledné křivky pak můžeme jednoduše vyhodnotit parametry FVC, FEV1, PEF, MEF, PIF, … (viz Příloha 2, tabulka).



Obr. 2.2 – Křivka průtok - objem

2.4. Další vyšetřovací metody

2.4.1. Další základní metody

K základním metodám vyšetření se někdy přidávají i **bronchodilatační testy**. Test se provádí u pacientů se zjištěnou obstrukční poruchou. Pacientovi jsou aplikovány bronchodilatační léky a je u něj sledována změna hodnot dechových parametrů.

2.4.2. Další rozšířené metody

Stanovení nepřímo měřitelných statických objemů. Tyto objemy nezjistíme přímo ze spirogramu – hodnoty RV, FRC, TLC, TGV. Proto k jejich vyšetření využíváme např. [7] :

- Diluční metody
  - U těchto metod se využívá spirometru s uzavřeným okruhem. Pacient dýchá předem připravenou směs inertního plynu a helia o známé koncentraci.

Po vyrovnání koncentrací plynů v přístroji a v dýchacích cestách se odečítá objem, ve kterém byl sledovaný plyn rozředěn.

- Metoda jednodechová
  - Pacient vdechuje helium. Provede maximální nádech po maximálním výdechu a zadrží dech cca na 10 sekund. Po vyrovnání plynů v plicích se z vydechované směsi určuje koncentrace helia v ní obsaženého.

- Metoda vymýváním dusíku
  - Pracuje se s dusíkem obsaženým ve vzduchu. Ten je z plic „vymýván“ čistým kyslíkem a z vydýchaného vzduchu se pak dopočítává množství vydýchaného N_2.

- Odpor dýchacích cest
  - Využívá poměru tlakového spádu mezi alveoly a ústy a průtoku vzduchu dýchacími cestami. Výsledná hodnota se pak vypočítá pomocí:

$$R_{aw} = \frac{(P_{atm} - P_a)}{\dot{V}} \tag{2.1}$$

Kde R_{aw} je výsledný odpor dýchacích cest, P_{atm} atmosférický tlak, P_a tlak v alveolech a V je hodnota proudu vzduchu.

- Pulzní oxymetrie
  - Neinvazivní metoda měření saturace hemoglobinu kyslíkem. Čidlo je umístěno nad pulzující kapilárou a obsahuje zdroj červeného a infračerveného záření a fotodetektor. Poměr pohlcení záření závisí na koncentraci kyslíku a tedy saturaci hemoglobinu kyslíkem.

Více než 94 %	Normoxémie
94 – 90 %	Lehká hypoxémie
90 – 80 %	Střední hypoxémie
80 – 70 %	Těžká hypoxémie
70 % a méně	Velmi těžká hypoxémie

Tabulka 2.2 – Hodnocení hypoxémie podle saturace O_2 [7]

- Spiroergometrie
  - Komplexní zátěžové vyšetření (nejčastěji bicyklovým ergometrem) spojené s vyšetřením ventilačním, analýzou výdechových plynů, monitorací TK a EKG a pulzní oxymetrií.
  - Metoda ukazuje funkční rezervy orgánových systémů, především srdce, plic, svalstva a látkové výměny a limity tolerance zátěže.

2.4.3. Speciální metody

- Vyšetření plicní cirkulace – ECHO kardiografie
  - Vysílání ultrazvukových vln do organizmu a záznamu jejich zpětného návratu po odrazu v tkáních.

- Perfuzní scintilace plic
  - Vdechování plynu, nebo infuze albuminu značeného radioizotopem (většinou Tc) a snímání radioaktivity nad hrudníkem.

3. Použité přístroje a systémy

3.1. LabView

Myšlenka vývojového prostředí LabView, uvedeného na trh v roce 1986, vznikla původně na půdě Texaské univerzity ve skupince nadšenců kolem duchovního otce tohoto systému Jeffa Kodovského. Vychází se zde z poznatku, že tím, kdo ví, co měřit, jak analyzovat a jak prezentovat data, je technik, který nemusí být sám zkušeným programátorem. Své představy tedy předává programátorovi obvykle v podobě blokového schématu. Programátor toto schéma potom převádí do syntaxe zvoleného programovacího jazyka, což je činnost poměrně zdlouhavá a náročná na přesnost a nepřináší již do procesu měření obvykle žádné další nové informace. Cílem vývojového prostředí LabView je tedy to, aby blokové schéma bylo koncovým tvarem aplikace, který se již dále nebude převádět do textové podoby.

LabView (Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench) tak poskytuje uživateli plnohodnotný programovací jazyk se všemi odpovídajícími datovými a programovými strukturami v grafické podobě - tzv. G jazyk (Graphical Language). Jedná se o vývojové prostředí na úrovni např. C jazyka, ale na rozdíl od něj není orientováno textově, ale graficky**.** Výsledný produkt tohoto vývojového prostředí se nazývá virtuálním přístrojem (Virtual Instrument), protože svými projevy a činností připomíná klasický přístroj ve své fyzické podobě. [11]

Virtuální přístroj, jako základní jednotka aplikace vytvořené v tomto vývojovém prostředí, obsahuje interaktivní grafické rozhraní (Graphical User Interface - GUI) ke koncovému uživateli - tzv. čelní panel (Front Panel), který simuluje čelní panel fyzického přístroje.

Činnost virtuálního přístroje je dána jeho blokovým schématem (Block Diagram). Toto blokové schéma je vytvořeno ikonami reprezentujícími v koncových blocích ovládací a indikační prvky čelního panelu a ve svých uzlových blocích jsou to bloky zpracovávající procházející data. Tento blokový diagram je zdrojovou podobou každé aplikace. [11]

3.2. Systém LabPro

LabPro je přístroj vyrobený společností Vernier, s možností připojení k počítači. Umožňuje nám tak záznam či dalším zpracování získaných dat (např. programem LabView) nejrůznějších sond, k němu dodávaných. LabPro nám pro tyto sondy nabízí čtyři digitální a dva analogové vstupy a pro výstup pak USB nebo sériový port.

Nutností pro bezproblémové připojení k PC je software Logger Pro a specializované knihovny pro práci v prostředí LabView.

Technická specifikace LabPro dle [12]:

- vzorkovací frekvence až 50 kHz,
- rozlišení 12-bitů,
- interní paměť až na 12 000 záznamů,
- 8 TTL vstupů/výstupů (4 na každý DIG/SONIC port),
- 1 kanál analogového výstupu, ± 3 V, 100 mA .

Obr. 3.1 – LabPro [12]

3.3. Sonda spirometru

Spirometrická sonda je určena k provádění měření a experimentů závisejících na průtoku vzduchu nebo týkajících se plicních objemů a kapacit.

Spirometr se skládá z oddělitelné měřící hlavice a převodníku diferenciálního tlaku.

Obr. 3.2 – Sonda spirometru [12]

Technická specifikace spirometru dle [12]:

- senzor měří v rozsahu 0 až ±10 l/s,
- pracovní objem 93 ml,
- jmenovitý výstup 60 µV/(l/s),
- standardní frekvence vzorkování na počítači 100 vzorků/s.

3.4. Kontrolní spirometr SPIROBANK, DT

„Kapesní“ spirometr SPIROBANK, DT je díky své malé a na obsluhu nenáročné konstrukci vhodný k provádění rychlých kontrolních spirometrických testů. Výhodou je okamžité zobrazení výsledků na vestavěném displeji, ale zároveň i možnost převést naměřená data, pomocí USB kabelu a jednoduchého softwaru, ve formátu PDF přímo do počítače.

Technická specifikace dle [13]:

- Měřené parametry: VC, IVC, FVC, FEV1, FEV6, FEV1/FCV%, PEF, FEF25-78%, ELA, FIVC
- Průtokový senzor: obousměrná turbína
- Rozsah průtoku: ± 16 l
- Průtoková přesnost: ± 5%
- Maximální měřitelný objem: 10 l
- Rozměry: 49 x 162 x 32 mm
- Hmotnost: 180 g
- Displej: grafický LCD, 128 x 48 pixel

Obr. 3.3 – Spirometr Spirobank [13]

4. Realizace spirometru

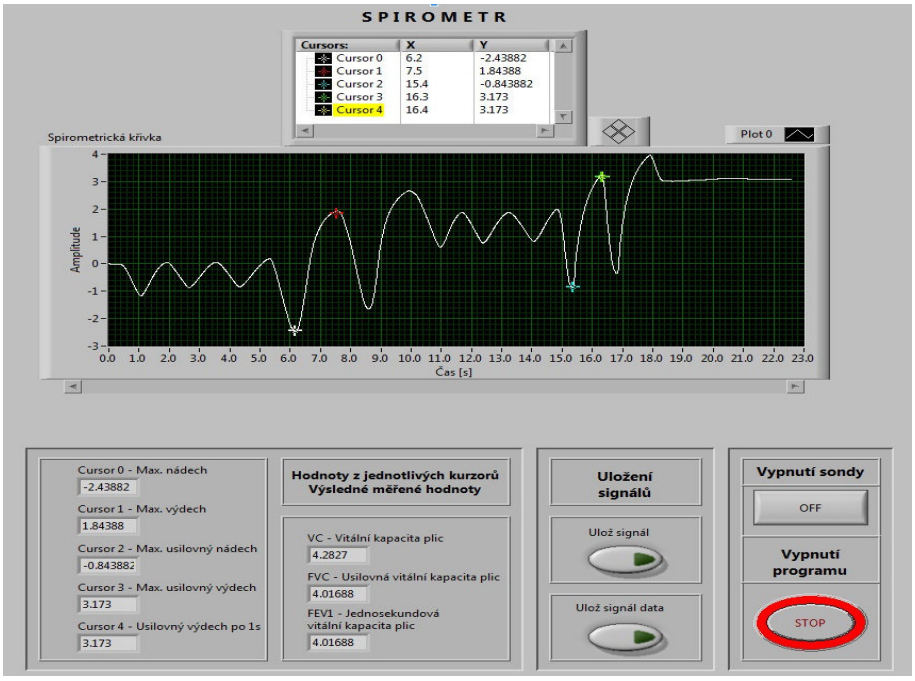
Navržený program v LabView bude pracovat s využitím rozhraní sDaq pro načtení dat z LabPro spirometru. Data budou zpracována a vykreslena do křivky a metodou manuálně umístěných kurzorů z ní budou odečteny a dopočítány požadované hodnoty.

4.1. Propojení LabPro spirometru a programu LabView

Po nainstalování programu LabView bylo nutné ze stránek firmy Vernier Software & Technology [9] stáhnout a doinstalovat potřebné knihovny pro připojení systému LabPro (software Logger Pro, LabPro Toolkit). Program LabView už tak bude dále schopen sám definovat připojenou spirometrickou sondu a kalibrovat potřebné vstupní hodnoty signálu.

4.2. Uživatelské rozhraní programu

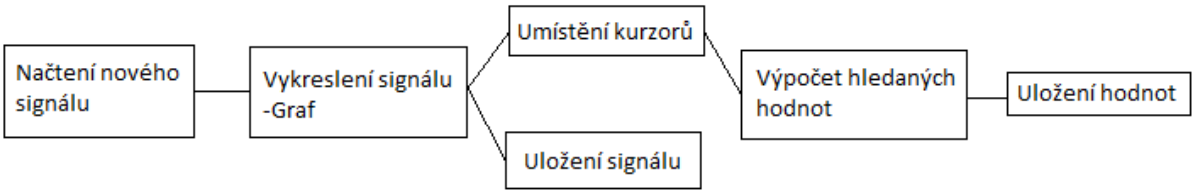
Jak už bylo popsáno výše, čelní panel zajišťuje uživateli základní ovládací rozhraní. V tomto případě je to oblast grafu pro zobrazení spirometrické křivky, 5 ovladatelných kurzorů k označení námi zvolených hodnot, přehledová tabulka naměřených hodnot, tlačítka pro uložení naměřených dat, i samotného signálu a stop tlačítka pro ukončení činnosti sondy a celého programu.



Obr. 4.1 – Čelní panel

4.3. Blokový diagram

Při návrhu programu využijeme funkce *Flat Sequence Structure*, pomocí které program rozdělíme do dvou na sebe navazujících částí. Snímací části, ve které načteme ze spirometrické sondy signál a vykreslíme jej do grafu a části, ve které pomocí kurzorů signál vyhodnotíme a uložíme naměřená data.



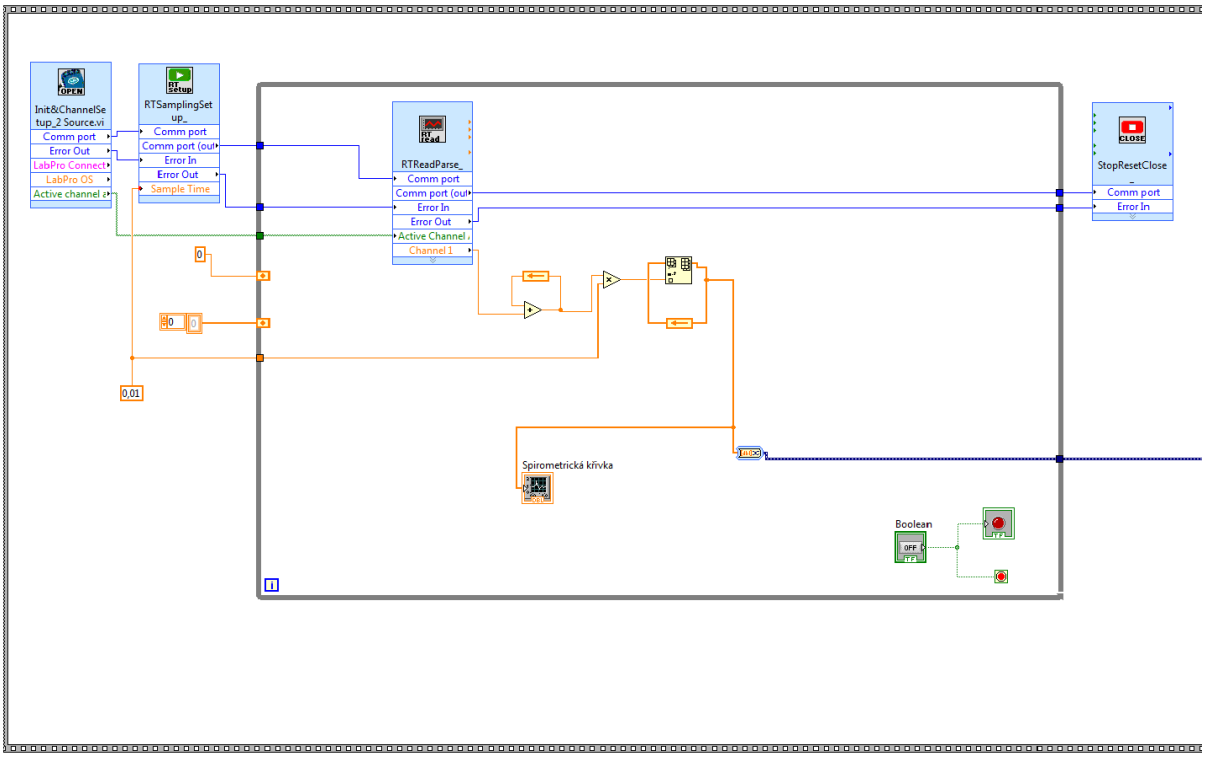
Obr. 4.2 – Blokové schéma programu VI

4.3.1. Načtení signálu a vykreslení křivky

Po spuštění programu se v prvním bloku sekvence *Flat Sequence Structure* jako první načte zařízení LabPro. K tomu slouží blok *Init & Channel Setup.vi*. Program načte spirometrickou sondu, která je připojená k prvnímu kanálu – *CH1*. Následuje blok *RTSampling Setup*, jenž nám navzorkuje vstupní analogový signál ze sondy. K samotnému zpracování signálu dochází v bloku *RTRead Parse.* Vložením tohoto bloku do smyčky *While Loop* je zajištěno, že data budou ze spirometru načítána kontinuálně, dokud smyčku neukončíme. Pro konečné uzavření portu pak slouží blok *Stop Reset CLose*.

Výstupní signál z bloku *RTRead Parse* nasumujeme použitím zpětnovazebné smyčky *Feedback Node* a vzniklý signál necháme vykreslit blokem *Waveform Graphs*. Tento druh grafu byl vybrán právě pro jeho možnost umísťování kontrolních kurzorů.

Jak můžeme vidět z obrázku 4.1, při měření dochází k mírnému posunu křivky po ypsilonové ose. Tento drift je pravděpodobně způsoben změnou teploty vzduchu nadechovaného a vydechovaného přes měřící sondu. Tedy tím, že vzduch při zahřátí v plicích nepatrně zvětší svůj objem. Korekci tohoto driftu však nebudeme provádět zásahem do programu samotného, ale až při následném vyhodnocení naměřených hodnot (viz. kapitola 5.3 Korekce naměřených dat).



Obr. 4.3 – Načtení nového signálu a vykreslení křivky do Waveform Graphs

4.3.2. Umístění kurzorů

Ruční umístění kurzorů bylo vybráno z několika důvodů. Tím hlavním byl fakt, že tento program má být dále užíván v laboratorním cvičení a ruční zadávání pomůže studentům k lepšímu uvědomění, jaké hodnoty jsou vybírány.

Systém kurzorů je opět ve *While Loop* smyčce, tentokrát však již umístěné v druhém bloku sekvence *Flat Sequence Structure* a k načtení hodnot z jednotlivých kurzorů je využito bloku *Property Node,* který načítá data z kurzorů *Waveform Grafu* podle zadaného čísla kurzoru v části *ActCrsr* (číslování kurzorů je v základu nastaveno od 0, proto i zde bylo použito číslování 0 - 4).

Obr. 4.4 – Blok pro umístění kurzoru

Kurzor	Umístění
0	Maximální nádech
1	Maximální výdech
2	Maximální usilovný nádech
3	Maximální usilovný výdech
4	Usilovný výdech po 1s

Tabulka 4.1 – Seznam umístěných kurzorů

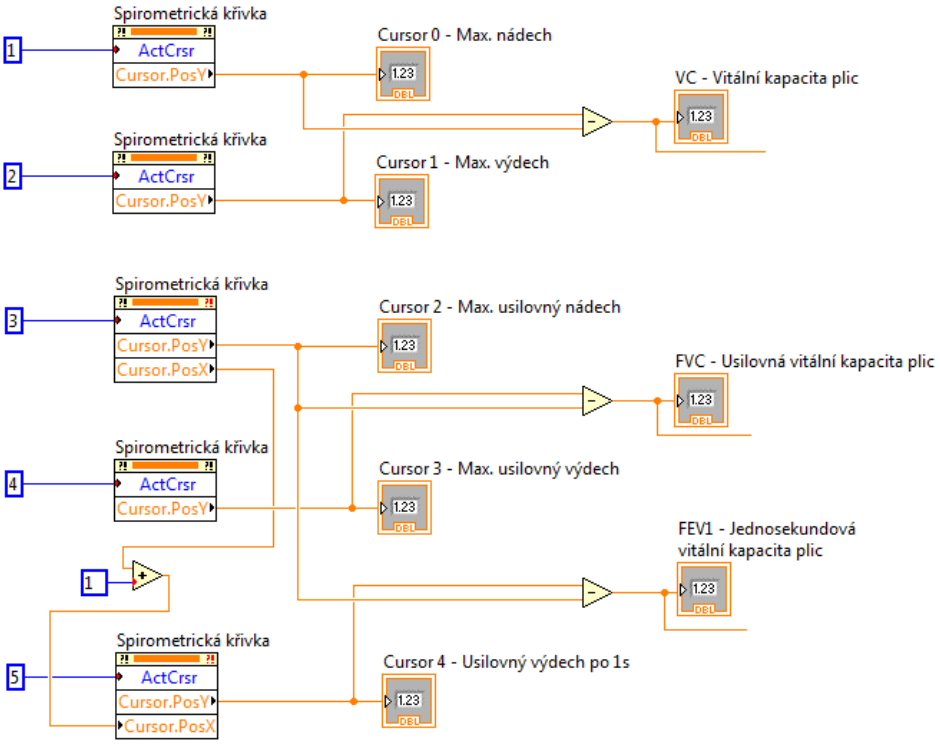
4.3.3. Výpočet hledaných parametrů

Hodnoty osy y (na které je vykreslován vdechovaný a vydechovaný objem vzduchu) z jednotlivých kurzorů jsou vypsány do bloků *Numeric Indicator* a pomocí funkce *Subtract* (odečítání) je z nich vždy vypočtena hledaná veličina.

Spirometr je nastaven pro měření hodnoty VC, FEV a FEV1 (viz Příloha 2, Tabulka). Při měření VC pracujeme se dvěma kurzory 0 a 1, které z osy y vyčíslí objem plic vyšetřovaného v době maximálního nádechu a maximálního výdechu. Po odečtení těchto hodnot dostáváme hledaný výsledek, tzn. VC – vitální kapacitu plic vyšetřované osoby.

Při měření FVC použijeme kurzory 2 a 3, které odečtou hodnoty objemu plic z osy y při maximálním usilovném nádechu a výdechu. Po odečtení těchto hodnot dostaneme FVC – usilovnou vitální kapacitu plic.

Při měření FEV1 nyní opět využijeme kurzor 2 a kurzor 4. Kurzor 2 nám z osy y odečte objem maximálního nádechu, ale tentokrát i časovou hodnotu z osy X. K této hodnotě musíme dále přičíst 1 sekundu a výsledek přivést na vstup x-ové hodnoty kurzoru 4. Tím se kurzor automaticky posune na požadovanou časovou hodnotu a zobrazí z osy y hodnotu objemu maximálního usilovného výdechu po jedné sekundě. Po odečtení hodnot kurzoru 2 a 4 dostáváme FEV1 – jednosekundovou vitální kapacitu.



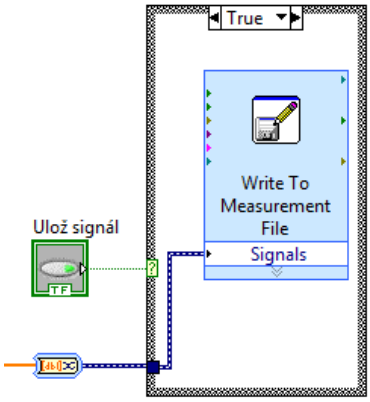
Obr. 4.5 – Výpočet hledaných parametrů z hodnot umístěných kurzorů

4.3.4. Uložení signálu a výsledných dat

Jako poslední akci můžeme uložit naměřené hodnoty do textového souboru a vykreslený signál do souboru *lvm*.

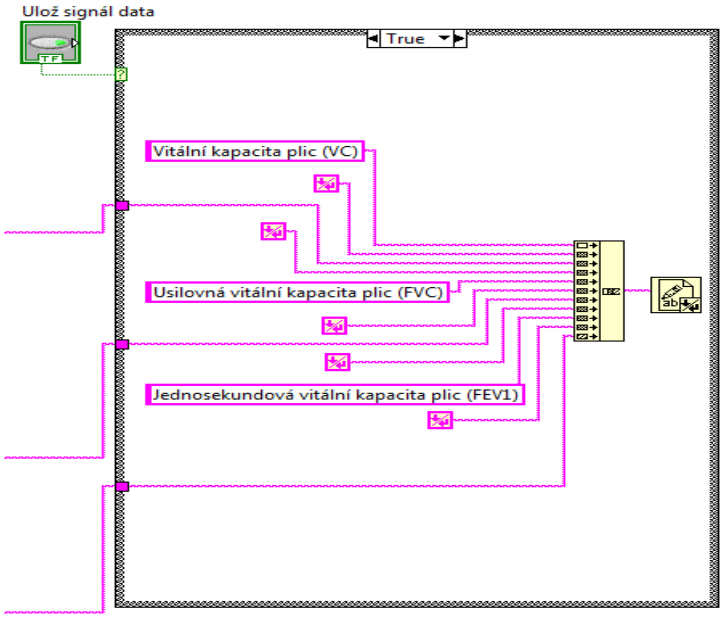
Pro každou možnost je vyhrazené tlačítko, jehož stisknutím se v blokovém diagramu vygeneruje logická jednička, daná *Case Structure* se tak přepne do pozice *True* a provede požadované uložení. Nestisknuté tlačítko generuje logickou nulu a v *Case Structure* je tím nastavena hodnota *False*, která žádnou funkci neprovádí.

Pro uložení měřeného signálu je využito bloku *Write To Measurement File*. Blok je nastaven tak, aby se po jeho aktivaci dotázal na název a místa uložení souboru. Odpadne tím pozdější (někdy obtížnější) dohledávání uloženého souboru.



Obr. 4.6 – Uložení signálu do souboru lvm

Při ukládání naměřených dat jsou nejdříve hodnoty převedeny do textu pomocí funkce *Number To String*. V *True* části *Case Structure* je pak využito funkce *Concatenate Strings*, do které jsou přivedeny naměřené hodnoty a jejich názvy. Jednotlivé složky (jednotlivé řádky zápisu) jsou odděleny pomocí funkce *End of line constante*. Výsledná data jsou pak pomocí funkce *Write To Text File* uložena do samotného textového souboru, u kterého si uživatel opět může zvolit jméno a místo uložení.



Obr. 4.7 – Uložení hodnot do textového souboru

5. Statistická analýza dat

Jelikož při této práci nebyl kladen důraz ani tak na fyziologickou stavbu či rozmanitost plic testovaných osob, ale spíše na prokázání funkčnosti sestrojeného přístroje, testovací měření se tak prováděla pouze na vzorku pěti osob, přičemž se každé měření vždy provádělo dvakrát. Při prvním měření byl nejdříve použit Spirobank a poté až spirometr LabView při druhém měření bylo pořadí obrácené. Jelikož měření probíhalo na dvou přístrojích, musíme tedy nyní získaná data z obou přístrojů porovnat, abychom mohli prokázat, že sestavený LabView spirometr měří přesně.

Hodnoty ze Spirobanku budou v tomto případě zastávat kontrolní vzorek a hodnoty z programu LabView vzorek testovaný. Spirobank ale měří pouze dvě ze tří hodnot měřených v LabView a proto provedeme analýzu jen u FVC a FEV1, jejichž získané hodnoty jsou uvedeny v následující tabulce.

Měření	FVC		FEV1	
	Spirobank	LabView	Spirobank	LabView
1	6,04	4,46	4,92	4,15
2	5,77	4,02	4,86	4,02
3	5,74	4,24	4,67	3,94
4	5,19	3,62	4,43	3,66
5	4,83	3,57	3,94	3,32
6	4,53	3,35	3,69	3,11
7	4,07	3,37	3,81	3,30
8	3,73	2,70	3,60	2,68
9	3,70	3,06	3,46	3,00
10	3,54	2,57	3,42	2,55

Tabulka 5.1 – Naměřené hodnoty FVC a FEV1

Jelikož je cílem vytvořit program se srovnatelnými výsledky jako u Spirobanku – a tedy se shodnými hodnotami – znění pro analýzu navrhované nulové hypotézy H_0 bude, že tyto hodnoty na sobě nejsou nijak závislé, a že případné podobnosti jsou zcela náhodné. Alternativní hypotéza H_1 pak bude předpokládat, že mezi hodnotami existuje určitý lineární vztah. Pro zpracování statistické analýzy využijeme programu STATISTICA. [14]

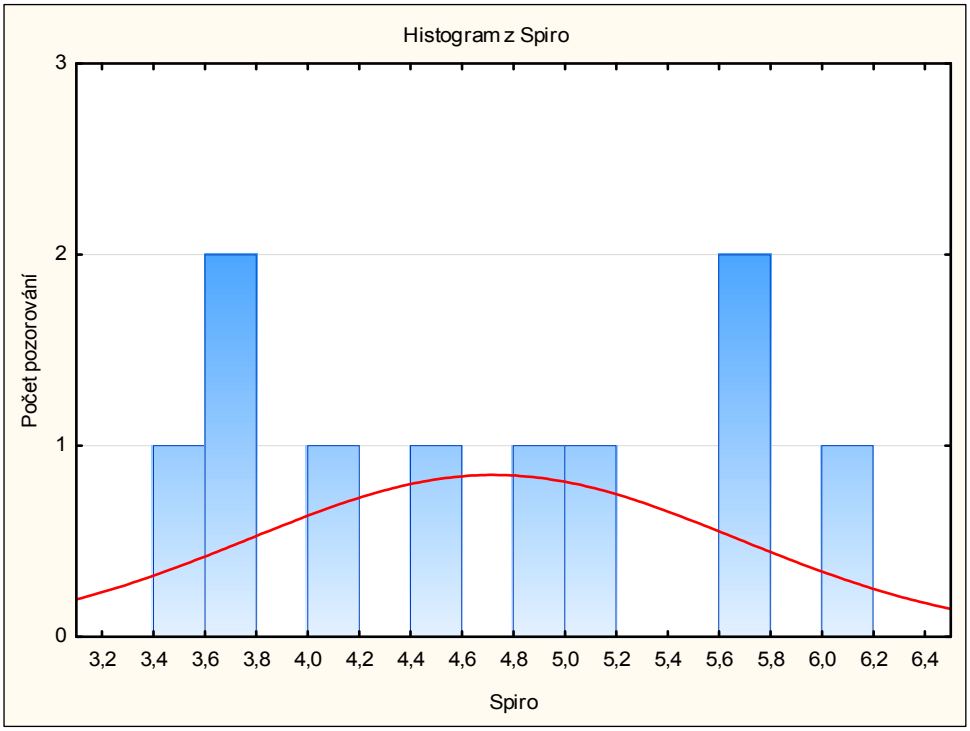
Prvním krokem analýzy tedy bude potvrzení normálního rozložení naměřených dat.

5.1. Normální rozdělení

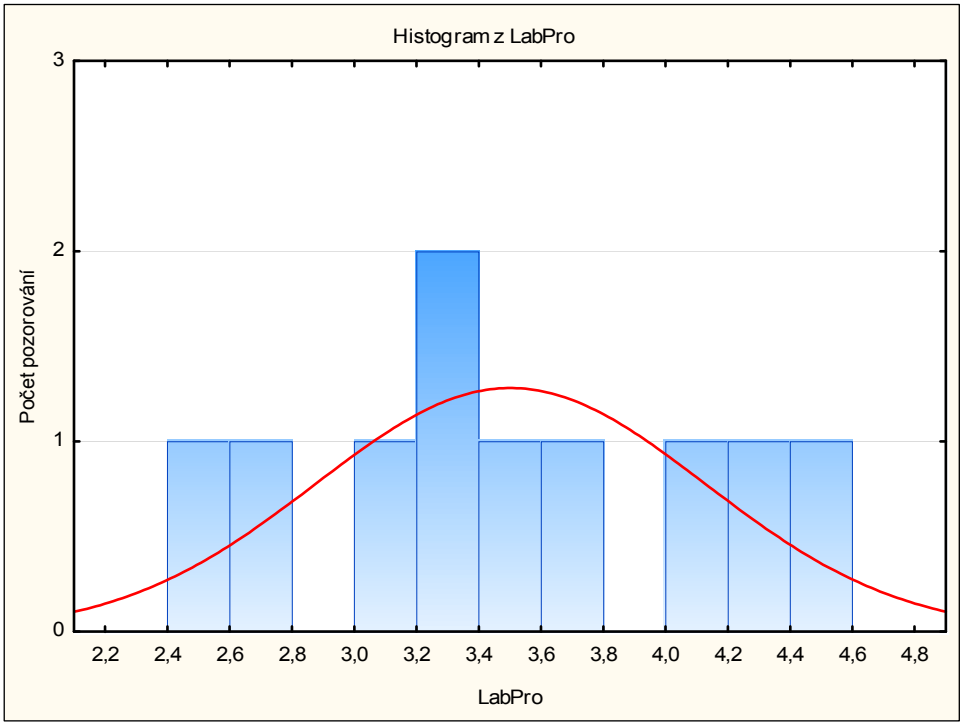
Normální rozdělení (také nazývané Gaussovo rozdělení, Gaussova křivka) patří mezi nejdůležitější rozdělení pravděpodobnosti spojité náhodné veličiny. Náhodné děje vyskytující se v přírodě či společnosti lze dobře modelovat právě normálním rozdělením. Jako příklad takového náhodného děje, který se řídí Gaussovým rozdělením, může sloužit měření výšky v populaci, či vitální kapacity plic. K normálnímu rozdělení patří také často zmiňované náhodné chyby, např. chyby měření, způsobené velkým počtem neznámých a vzájemně nezávislých příčin. Proto bývá normální distribuce také označována jako *zákon chyb*. Tímto zákonem se také řídí rozdělení některých fyzikálních a technických veličin.

Gaussova křivka (hustota pravděpodobnosti) je vlastně funkcí dvou proměnných: střední hodnoty μ a rozptylu σ^2. Je symetrická a střední hodnota μ leží právě pod jejím vrcholem. Tvar křivky s extrémem v místě střední hodnoty vlastně říká to, že při opakování náhodného pokusu řídícího se Gaussovým rozdělením budou nejčastěji vycházet hodnoty v okolí střední hodnoty. Symetrie křivky pak říká to, že výsledky vychýlené nad i pod střední hodnotu budou vycházet zhruba stejně často. Parametr σ^2 určuje, jak těsně se křivka přimyká střední hodnotě; čím nižší je tento parametr, tím je graf „ostřejší“. [15]

V histogramech pro hodnoty měření FVC (Graf 5.1 a Graf 5.2) je předpokládané normální rozdělení, znázorněno červenou křivkou.

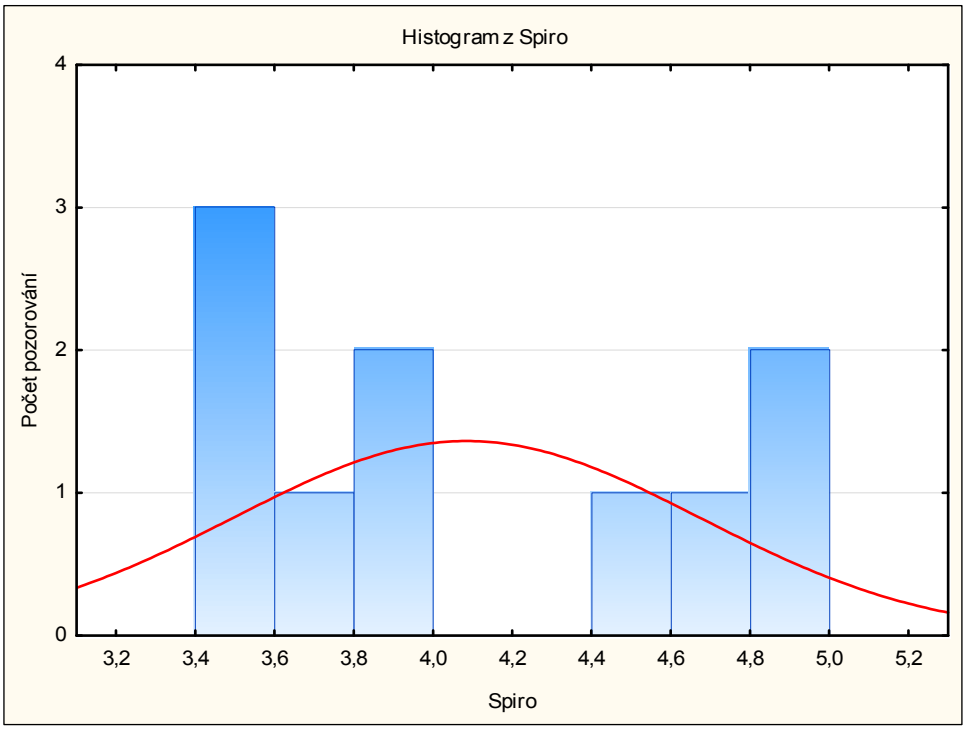


Graf 5.1 – Histogram hodnot FVC naměřených spirometrem Spirobank

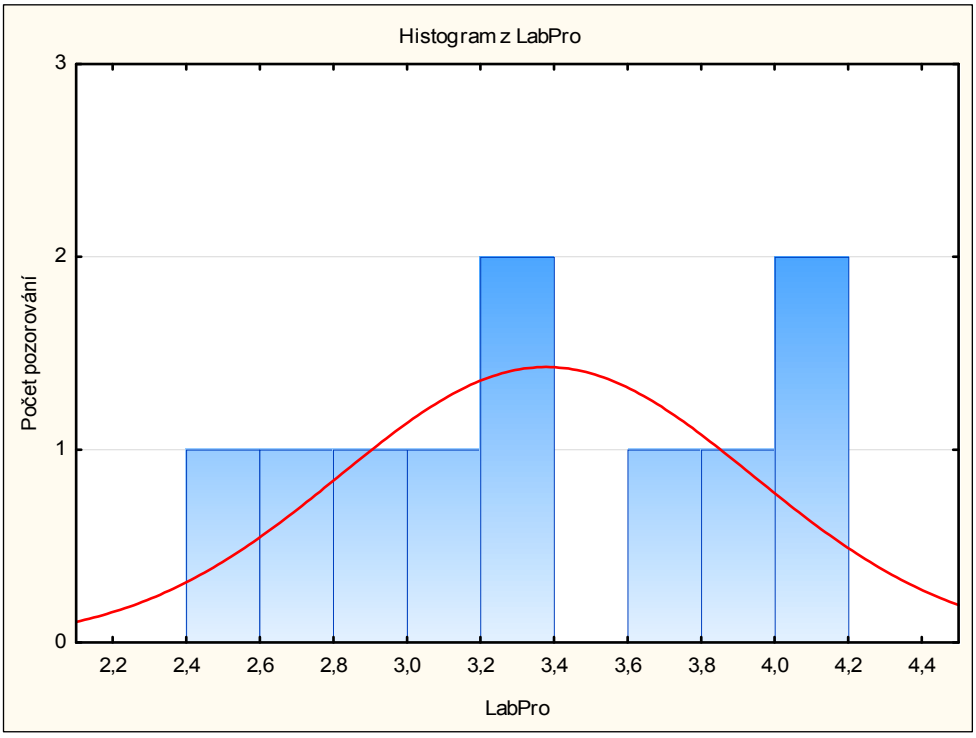


Graf 5.2 - Histogram hodnot FVC naměřených sondou LabPro v programu LabView

Stejné přezkoumání normálního rozložení dat provedeme i u hodnot FEV1 (Graf 5.3 a Graf 5.4).



Graf 5.3 - Histogram hodnot FEV1 naměřených spirometrem Spirobank



Graf 5.4 - Histogram hodnot FEV1 naměřených sondou LabPro v programu LabView

Z grafů jasně vidíme, že hodnoty pro FVC i FEV1 bohužel nedosahují normálního rozložení, což je ale v tomto případě pravděpodobně způsobeno použitím relativně malého vzorku 10 naměřených hodnot pro každý přístroj. Můžeme tedy předpokládat, že při větším množství hodnot by k tak významnému zkreslení nedošlo (Měření plicních objemů je jako měření s normálním rozložením přímo zmíněno i v [15]).

Pro další analýzu musí být nyní ale použity neparametrické testy.

5.2. Wilcoxův test

Wilcoxův test se používá pro hodnocení párových pokusů, kdy sledovaná veličina neodpovídá Gaussovu normálnímu rozdělení. Porovnává 2 měření provedená u jednoho výběrového souboru. Testuje hypotézu rovnosti distribučních funkcí na základě ověření symetrického rozložení sledované náhodné veličiny.

Výpočet testu vychází z párových hodnot dvou měření na jednom výběrovém souboru: veličiny X a X' (obvykle měření před a po pokusném zásahu, případně měření dvou polovin každého odebraného vzorku ošetřených různým pokusným zásahem). [16]

Přesný postup Wilcoxova testu viz. Příloha 3.

Po zadání hodnot FVC a FEV1 do programu byly získány dvě tabulky s výsledky testu (Tabulka 5.2 a Tabulka 5.3)

	Wilcoxonův párový test			
Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
Spiro & LabPro	10	0,00	2,803060	0,005062

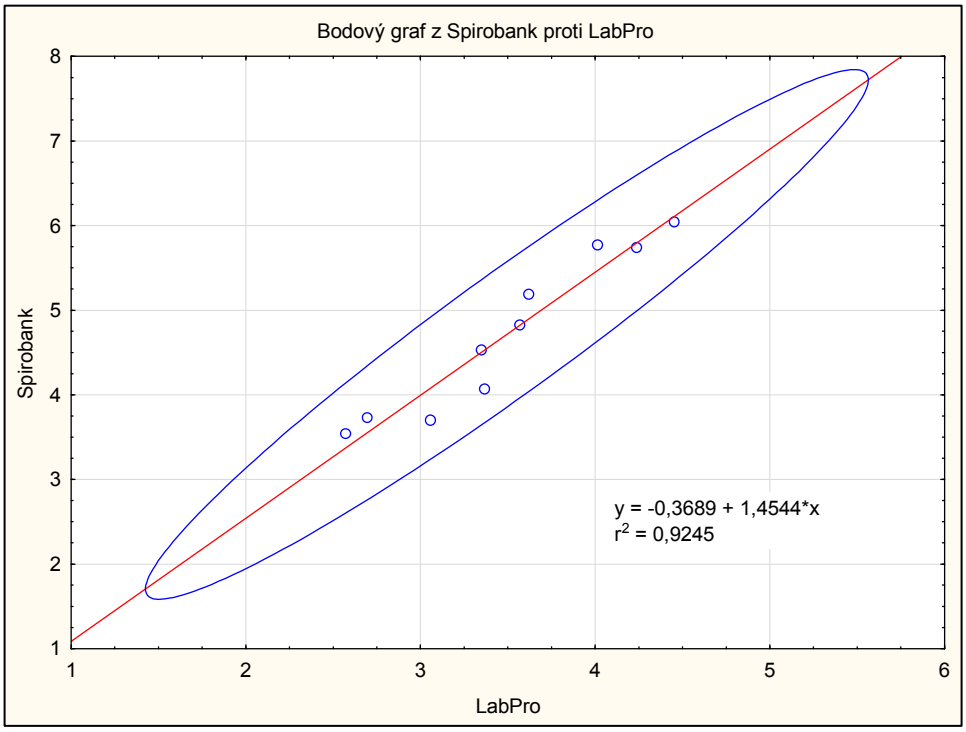
Tabulka 5.2 – Výsledné hodnoty Wilcoxova testu pro FVC

	Wilcoxonův párový test			
Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
Spiro & LabPro	10	0,00	2,803060	0,005062

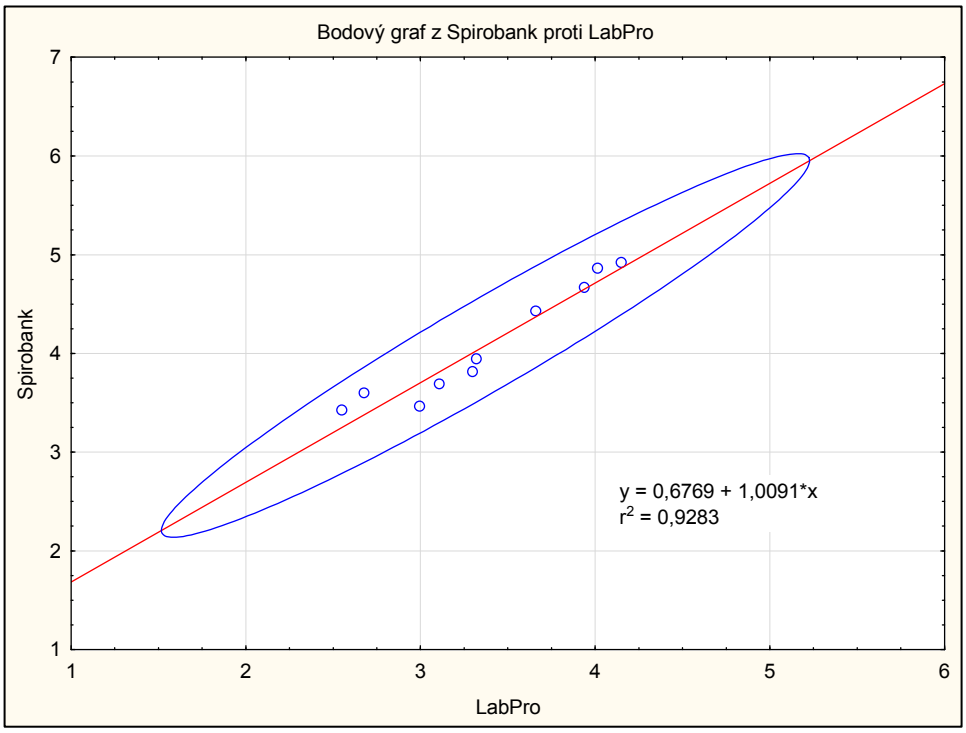
Tabulka 5.3 – Výsledné hodnoty Wilcoxova testu pro FEV1

Z výsledků je patrné, že testovací kritérium T je u obou případů $T = 0$, což je mnohem menší hodnota, než tabelovaná kritická hodnota pro zadané parametry (viz. Tabulka kritických hodnot pro Wilcoxův test, Příloha 4) a hodnota pravděpodobnosti náhodného rozložení naměřených dat *p-hodn. = 0,005*, tedy jen asi 0,5 %.

Pro znázornění si můžeme hodnoty rozvrhnout i do grafu prostorového rozložení (viz. Graf 5.5 a Graf 5.6), ve kterých červená přímka znázorňuje lineární závislost mezi hodnotami Spirobanku a LabView a modrá elipsa ohraničuje hranici rozptylu 5 %.



Graf 5.5 – Rozložení naměřených hodnot FVC v prostoru



Graf 5.6 – Rozložení naměřených hodnot FEV1 v prostoru

Z grafů vidíme, že se body závislosti naměřených hodnot drží relativně hluboko v poli elipsou ohraničeného 5% prostoru. Z vypočítaných výsledků tedy můžeme předpokládanou nulovou hypotézu H_0 určit jako neplatnou.

5.3. Korekce dat naměřených programem LabView

Jelikož je z Tabulky 5.1 již na první pohled jasné, že hodnoty naměřené spirometrem Spirobank a programem LabView nejsou přesně stejné, ale že LabView data při měření poněkud podhodnocuje, pokusíme tento rozdíl alespoň trochu zkorigovat.

K tomu využijeme výsledků lineární regrese z grafů 5.5 a 5.6. Tvar rovnice lineární regrese zapisujeme jako

$$y = a * x + b \tag{5.1}$$

Umožňuje nám tak jednoduše vedle sebe položit dvě hodnoty x a y, které chceme porovnat a pomocí koeficientů a a b dosáhnout jejich relativní rovnosti. V tomto případě za y dosadíme hodnoty naměřené Spirobankem a za x hodnoty z programu LabView. Výsledná rovnice pro hodnoty FVC je tedy

$$y = 1{,}4544 * x - 0{,}3689 \tag{5.2}$$

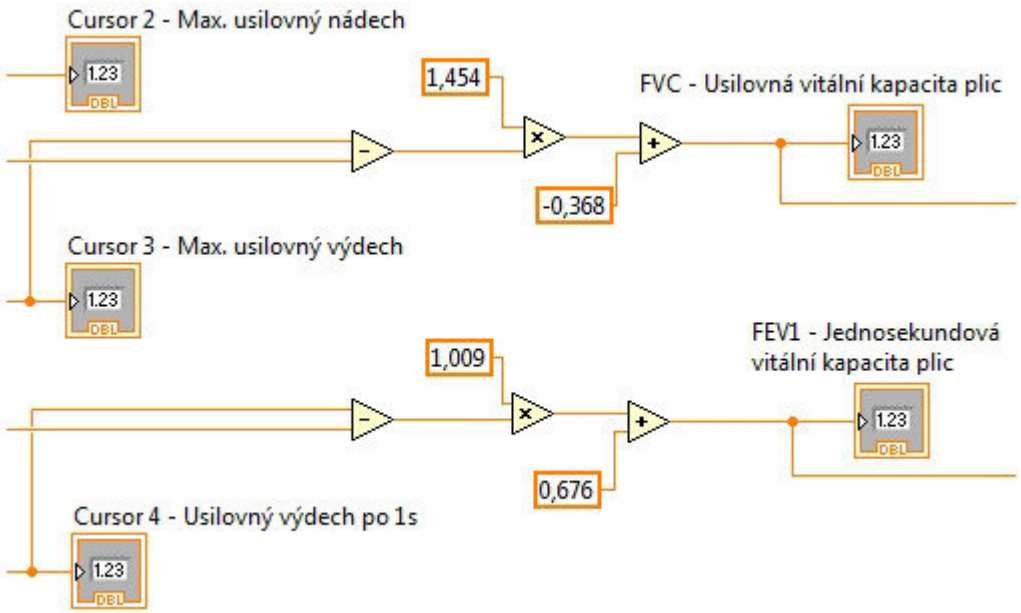
Ze strmosti sklonu přímky proložené rozložením výsledných hodnot FVC (graf 5.5) získáme první koeficient *a*. Druhý koeficient *b* zde koriguje drift při vykreslování dechové křivky. Pro přesnější vysvětlení se vrátíme zpět k zobrazení čelního panelu LabView spirometru (obr. 4.1).

Pro výpočet hodnoty FVC se odečítá rozdíl hodnot ypsilonové osy mezi kurzorem nádechu a výdechu. Vliv driftu však k hodnotě výdechového kurzoru (oproti kurzoru nádechovému) přičte ještě určitý nežádoucí posun. Výsledná odečtená hodnota je tedy o tento posun navýšena. Koeficient *b* z rovnice lineární regrese (5.2) se svoji zápornou hodnotou působí proti hodnotě driftu a zpětně tak kompenzuje jeho účinky.

Obdobným způsob užijeme kompenzaci i u hodnot FEV1.

Kromě rovnic lineární regrese je v grafech také zobrazen index determinace R^2. Tento index udává kvalitu regresního modelu, respektive přesnost, s jakou jsou hledané proměnné vypočítány. Snahou u tohoto indexu je přiblížit se co nejblíže 1, získané hodnoty 0,92 proto můžeme označit za dostatečné.

V programu LabView tedy provedeme korekci měřených hodnot vynásobením výstupu kurzorů pro *FVC* hodnotou 1,454 a následným přičtením -0,368. Výstup kurzorů pro FEV1 nejdříve vynásobíme hodnotou 1,009 a následně přičteme 0,676.



Obr. 5.1 – Korekce měření v LabVIEW přičtením hodnot průměrných rozdílů

Jelikož by hodnoty objemů VC (tedy vitální kapacity plic) měly být teoreticky stejné jako hodnoty objemů FVC (usilovné vitální kapacity) – rozdíl těchto hodnot je pouze v rychlosti vydechnutého vzduchu, ne v jejich objemu – použijeme pro opravu hodnot VC naměřených programem LabView stejné korekční koeficienty jako u hodnot FVC.

Tabulka 5.4 uvádí již opravené hodnoty LabView spirometru v porovnání s hodnotami naměřenými na spirometru Spirobank.

Měření	FVC		FEV1	
	Spirobank	LabVIEW	Spirobank	LabVIEW
1	6,04	6,11	4,92	4,87
2	5,77	5,47	4,86	4,73
3	5,74	5,80	4,67	4,65
4	5,19	4,90	4,43	4,37
5	4,83	4,82	3,94	4,03
6	4,53	4,50	3,69	3,82
7	4,07	4,53	3,81	4,01
8	3,73	3,55	3,60	3,38
9	3,70	4,08	3,46	3,70
10	3,54	3,37	3,42	3,25

Tabulka 5.4 – Hodnoty FVC a FEV1 po korekci

Pro kontrolu se ještě pokusíme o zhodnocení účinnosti naší korekce relativně jednoduchým procentuálním porovnáním opravených hodnot LabView a hodnot Spirobanku. Pokud tedy budeme hodnoty Spirobanku považovat za 100 % a hodnoty LabView k tomu procentuálně odpovídající, přiblížíme se, i přes drobné ústřelky způsobené menším množstvím naměřených dat, k průměrné hodnotě odchylky ± 5 %.

Závěr

Cílem této práce bylo vytvoření programu, který by zpracovával data získaná z externí spirometrické sondy.

Na počátku bylo nutné důkladné prostudování jednotlivých vyšetření a měřících metod, funkcí samotného spirometru a jím zobrazovaných dat a v neposlední řadě i důkladné seznámení se samotným programem LabView a měřicími přístroji LabPro, k čemuž pomohla i laboratorní cvičení předmětu ALDT na FEKT VUT v Brně. Až na základě splnění těchto bodů, bylo možné realizovat samotný program.

Po počátečním propojení spirometrické sondy LabPro s počítačem a nainstalování potřebných datových knihoven, již nic nebránilo vytvoření samotného programu. Přes navržené grafické rozhraní v něm může uživatel vykreslit naměřenou spirometrickou křivku, která je vyjádřená jako objem závislý na čase, tedy [l/s]. Vlastní analýza měřených hodnot, kterými jsou VC, FVC a FEV1, je pak provedena manuálním umístěním měřících kurzorů a následným výpočtem pomocí výsledných hodnot. Program je také opatřen možností uložení snímaného signálu do souboru *lvm* a vypočítaných hodnot do textového souboru.

Statistické vyhodnocení práce bylo v určité míře mírně ovlivněno menším množstvím, respektive menší rozmanitostí naměřených dat (jen 10 měření pro každý přístroj, respektive 5 testovacích osob). Což bylo způsobeno pojetím práce z hlediska určení funkčnosti navrženého přístroje v porovnání s přístrojem kontrolním a ne z hlediska statistické analýzy skutečné fyziologické kapacity plic u testovaného vzorku populace.

Po statistickém zhodnocení naměřených hodnot a porovnání s hodnotami naměřenými na kontrolním spirometru Spirobank, ale bylo prokázáno, že spirometr v programu LabView mírně podhodnocuje naměřené výsledky. Byla proto dopočítána hodnota pro korekci, kterou prošlo vyhodnocování hodnot naměřených programem. Po porovnání takto opravených hodnot, byla v průměru měření zjištěna ± 5% odchylka proti hodnotám naměřeným Spirobankem. Tato odchylka už byla ponechána jako relativně přijatelná.

Na základně všech výsledků byl sestaven návod pro použití programu v laboratorní úloze. Tento návod je k práci přiložen jako Příloha 5.

Použitá literatura

[1] *Dentalcare.cz* [online]. 2007 [cit. 23.11.2011]. Dostupný na WWW: http://www.dentalcare.cz/novinky.asp?ctid=62&arid=835

[2] PAFKO, Pavel; LISCHKE, Robert. *Plicní chirurgie*. Praha: Galén, 2010, ISBN 978-80-7262-674-8.

[3] PARKER, Steve. *Lidské tělo*. Praha: Euromedia Group - Knižní klub, 2007, ISBN 978-80-242-2211-0.

[4] SALAJKA, František. *Základní vyšetřovací metody v pneumologii*. Brno: Masarykova univerzita, 1996, ISBN 80-210-1390-7.

[5] FIŠEROVÁ, Jarmila; CHLUMSKÝ, Jan; KOCIÁNOVÁ, Jana. *Funkční vyšetření plic*. Praha: GEUM, 2004, ISBN 80-86256-38-3.

[6] *Wikiskripta.eu* [online]. [cit. 14.4.2013]. Dostupný na WWW: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:LungVolume_cs.png

[7] KANDUS, Jiří; KOCIÁNOVÁ, Jana. *Stručný průvodce lékaře po plicních funkcích*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2001, ISBN 80-7013-325-2.

[8] BIXLER, Catalina. *The History of Spirometer* [online]. [cit. 14.4.2013]. Dostupný na WWW: http://www.ehow.com/about_5511217_history-spirometer.html

[9] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006, ISBN 80-200-1308-3.

[10] KAŇKOVÁ, Kateřina. *Patologická fyziologie pro bakalářské studijní programy*. Brno: Masarykova univerzita, 2009, ISBN 978-80-210-4923-9.

[11] ŽÍDEK, Jan. *Grafické programování ve vývojovém prostředí LabView*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2002, Dostupné z: http://autnt.fme.vutbr.cz/lab/FAQ/labview/VI_Skripta.pdf, ISBN -.

[12] VERNIER. *LabPro System* [online]. [cit. 14.4.2013]. Dostupný na WWW: http://www.vernier.cz/produkty/podrobne-informace/kod/labpro/

[13] MIR. *Spirobank USB* [online]. [cit. 14.4.2013]. Dostupné z: http://www.spirometry.com/ENG/Products/SpiroBankUsb.asp

[14] StatSoft, Inc. *STATISTICA (data analysis software system), version 10* [online]. [cit. 14.4.2013]. Dostupný na WWW: www.statsoft.com

[15] *Wikiskripta.eu* [online]. [cit. 14.4.2013]. Dostupný na WWW: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Gaussovo_rozd%C4%9Blen%C3%AD

[16] BEDÁŇOVÁ, Iveta; VEČEREK, Vladimír. *Základy statistiky pro studující veterinární medicíny a farmacie*. Brno: Veterinární a farmaceutická univerzita Brno, 2007, ISBN 978-80-7305-026-9.

[17] The Worlds of David Darling. The *Encyclopedia of Science*: Lungs [online]. [cit. 14.4.2013]. Dostupný na WWW: http://www.daviddarling.info/encyclopedia/L/lungs.html

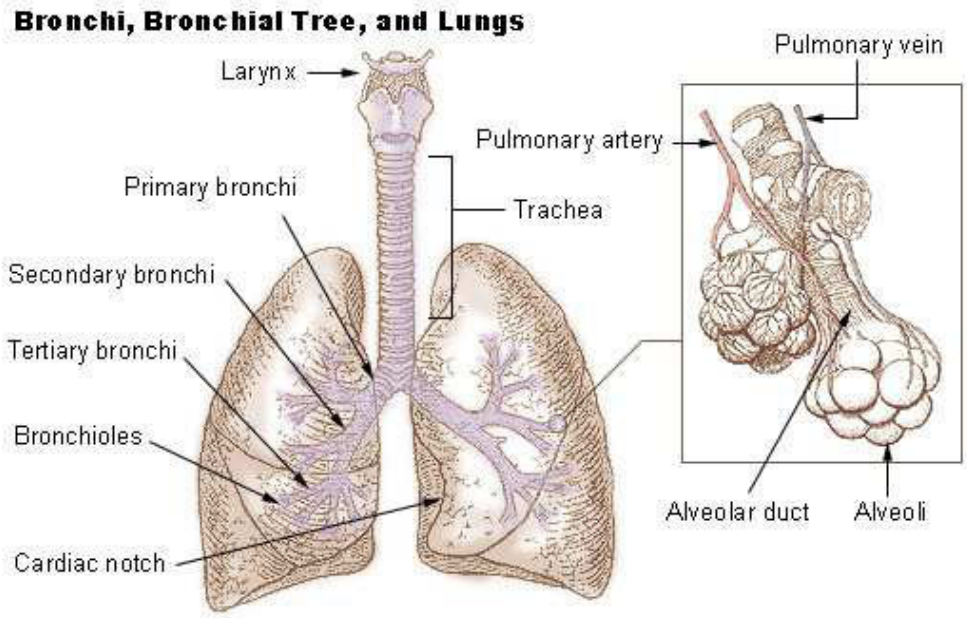
[18] *A short history of spirometry and lung function tests* [online]. [cit. 14.4.2013]. Dostupný na WWW: http://www.tryphonov.ru/library/citat2_2/resp50.htm

[19] QUANJER, Philip H.. *Technical features of spirometric measurements* [online]. [cit. 14.4.2013]. Dostupný na WWW: http://www.spirxpert.com/technical.htm

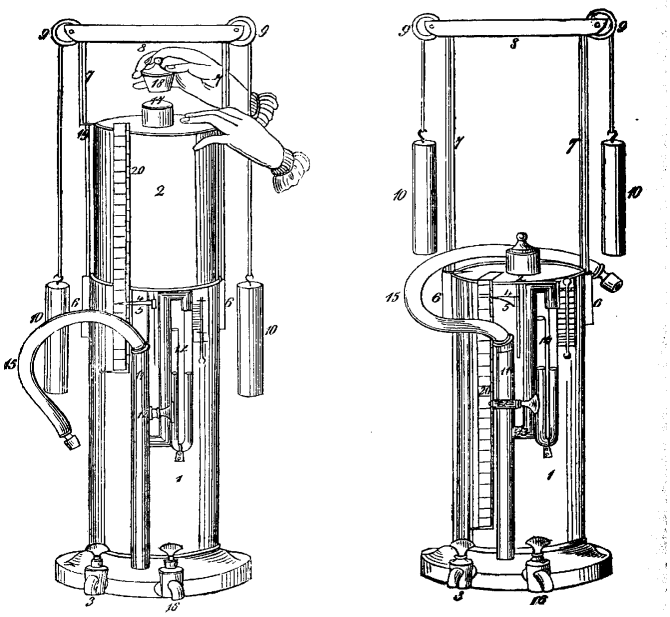
[20] PALEČEK, František. *Patofyziologie dýchání*. Praha: Academia, 1999, ISBN 80-200-0723-7.

Přílohy

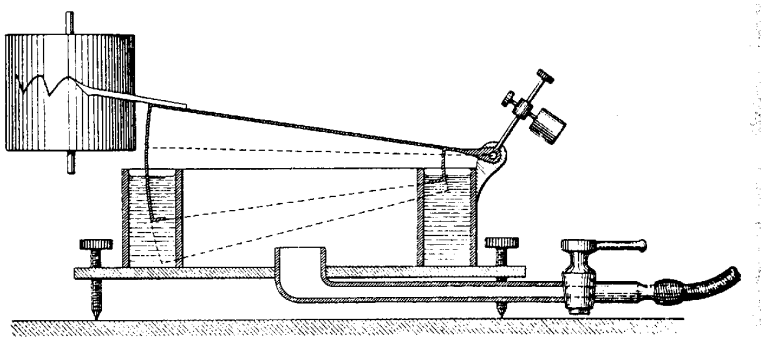
Příloha 1 – Obrazové dodatky



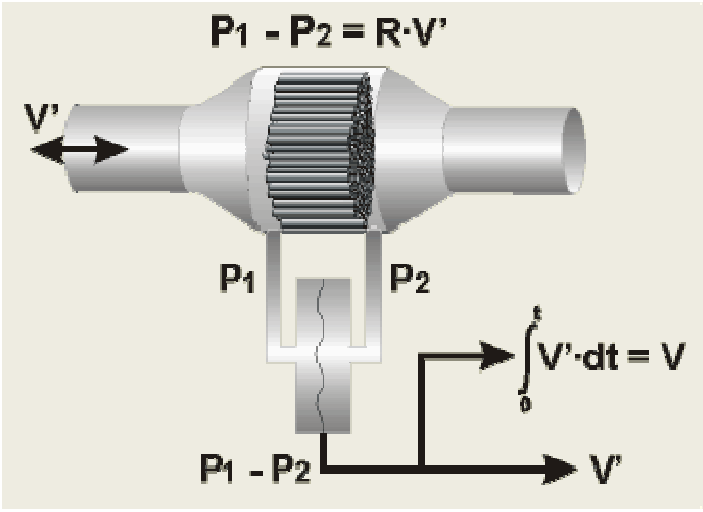
Obr. P.1 – Průduškový strom [17]



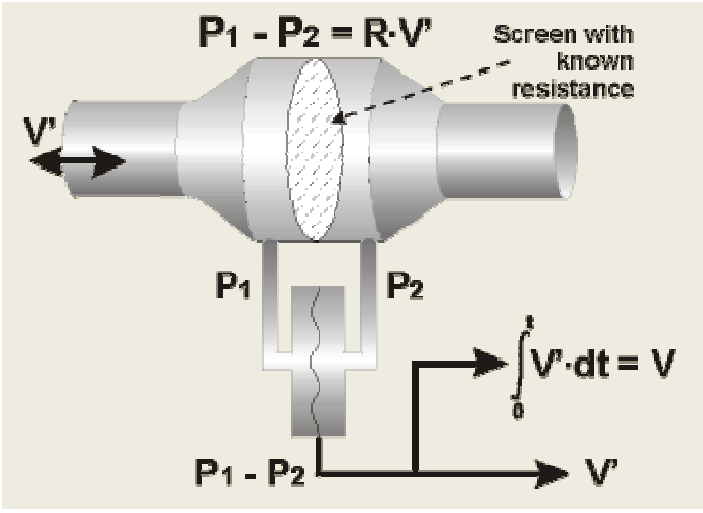
Obr. P.2 – Hutchinsonův spirometr [18]



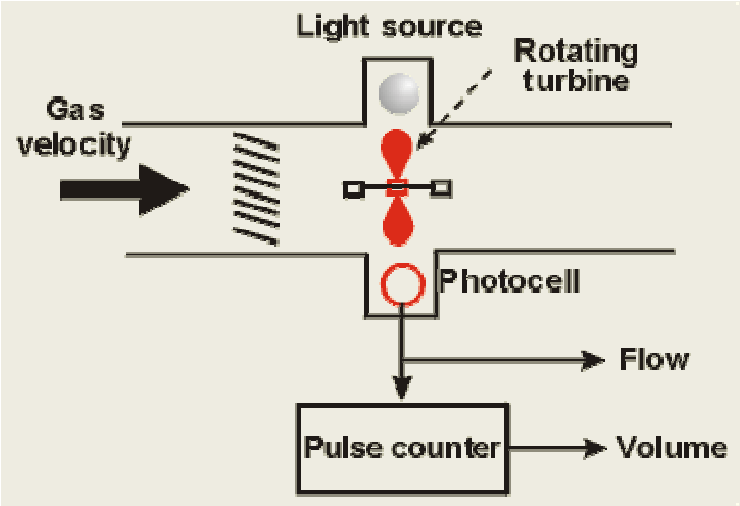
Obr. P.3 – Salterův spirometr [18]



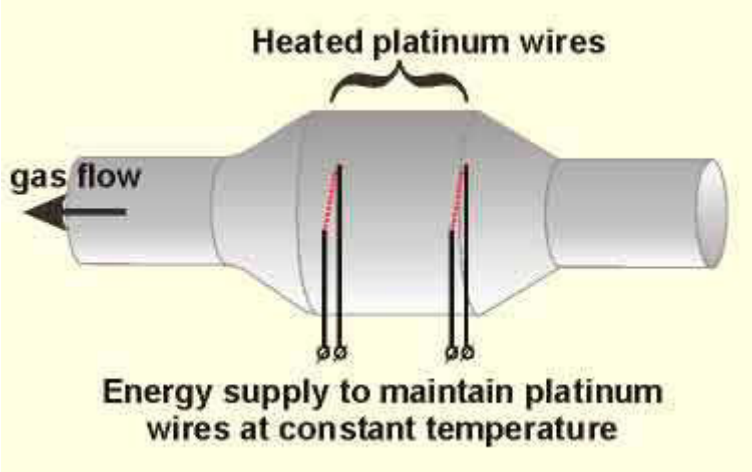
Obr. P.4 – Fleischův pneumograf [19]



Obr. P.5 – Silverman-Lilly pneumograf [19]



Obr. P.6 – Turbínkový pneumograf [19]



Obr. P.7 – Typ s vyhřívaným anemometrem [19]

Příloha 2 – Tabulka měřených parametrů funkčního vyšetření plic

Tabulka měřených parametrů dle [5]:

VC	*vitální kapacita (l)*	Maximální objem vzduchu, který lze po maximálním nádechu vydechnout (VC_{exp}, resp. EVC).
IRV	*inspirační rezervní objem (l)*	Množství vzduchu, které je možné nadechnout po normálním klidném nádechu.
IC	*inspirační kapacita (l)*	Objem vzduchu, který lze nadechnout po klidném výdechu.
ERV	*expirační rezervní objem (l)*	Množství vzduchu, které je možné vydechnout po normálním výdechu (z úrovně FRC).
V_T	*dechový objem (l)*	Objem vzduchu vdechnutý nebo vydechnutý jedním normálním vdechem nebo výdechem.
FVC	*usilovná vitální kapacita (l)*	Maximální objem vzduchu, který lze po maximálním nádechu prudce vydechnout při maximálním usilovném výdechu.
FEV_1	*usilovně vydechnutý objem za 1. sekundu (l)*	Objem vzduchu vydechnutý s největším úsilím za 1. sekundu po maximálním nádechu, standardní odchylka při opakovaných měřeních je od 60 do 270 ml, průměrně 183 ml.
FEF	*usilovné expirační průtoky ($l.s^{-1}$)*	Na různých úrovních již vydechnuté FVC – FEF_{25}, FEF_{50}, FEF_{75}.
FEF_{25-75} (MMEF)	*($l.s^{-1}$)*	Střední výdechový průtok ve střední polovině vydechnuté FVC. Senzitivita je vysoká, interpretovatelnou horší při redukované VC.
FEF_{75-85}	*usilovný průtok na konci výdechu ($l.s^{-1}$)*	Průměrný výdechový průtok vzduchu mezi 75 – 85 % vydechnuté usilovné vitální kapacity, tedy terminální části křivky FVC, pro špatnou opakovatelnost je užíván zřídka.
FEV_1 / VC (%)	*Tiffenaův index*	Usilovná vitální kapacita za 1. sekundu v % VC nebo FVC, neboli poměr FEV_1 k VC, či FVC vyjádřený v procentech.
FMFT	*čas výdechu středních 50 % FVC (s)*	Čas potřebný k vydechnutí druhé a třetí čtvrtiny usilovného výdechu (tj. 25 – 75 % FFVC).
df	*klidová dechová frekvence*	Počet dechů za 1 minutu.
MV	*minutová ventilace ($l.min^{-1}$)*	Součet dechových objemů při klidném dýchání za 1 minutu.
MVV	*maximální minutová ventilace ($l.min^{-1}$)*	Maximální objem vzduchu, který může být proventilován plícemi za 1 minutu při maximálním úsilí.
PEF	*vrcholový výdechový průtok ($l.s^{-1}$)*	Nejvyšší rychlost na vrcholu usilovného výdechu měřená za 0,1 sekundy. Je vysoce závislý na úsilí.
MEF	*maximální výdechové průtoky ($l.s^{-1}$)*	Na různých úrovních FVC, kterou je ještě třeba vydechnout, nejčastěji se určují průtoky na 75 %, 50 %, 25 % FVC (MEF_{75}, MEF_{50}, MEF_{25}).
A_{ex}	*($l*l.s^{-1}$)*	Plocha pod výdechovou částí křivky.
MIF_{50}	*($l.s^{-1}$)*	Střední nádechový průtok v úrovni 50 % nadechnuté FVC.
PIF	*($l.s^{-1}$)*	Maximální průtok dosažený na vrcholu nádechu.
MIF_{50} / MEF_{50}	-	Poměr středního inspiračního a expiračního průtoku (nad 2 u extratorakální obstrukce, pod 0,3 u intratorakální obstrukce).
PIF / PEF	-	Poměr vrcholového inspiračního a expiračního průtoku.

Příloha 3 – Postup při analýze Wilcoxovým testem, výpočet testovacího kritéria, tabulka kritických hodnot

Převzato z [16]

Wicoxův test

Výpočet testu vychází z párových hodnot dvou měření na jednom výběrovém souboru: veličiny X a X' (obvykle měření před a po pokusném zásahu, případně měření dvou polovin každého odebraného vzorku ošetřených různým pokusným zásahem).

1) Zjistíme rozdíly mezi párovými hodnotami (veličina Z) – některé rozdíly jsou kladné, jiné záporné a v případě shody párových hodnot jsou rozdíly nulové). Nulové rozdíly z dalšího hodnocení vyřazujeme.

2) Nenulové rozdíly uspořádáme vzestupně bez ohledu na znaménko:
   Např.: $|+z_3| < |+z_1| < |-z_5| < |-z_4| < |+z_6| <$…….....

3) Každému rozdílu přiřadíme pořadí (stejným hodnotám průměrné pořadí):
   1. 2. 3. 4. 5. ……..……n.
   (n - počet párů s nenulovým rozdílem)

   Testujeme hypotézu, že rozdíly jsou rozloženy symetricky kolem 0, tzn., že součet kladných a záporných rozdílů by měl být roven 0 (v případě, že platí shoda rozdělení obou veličin X a X'). Proto by se také neměl příliš lišit součet pořadí kladných a záporných rozdílů.

4) Označíme:
   W_+ – součet pořadí odpovídajících kladným rozdílům
   W_- – součet pořadí odpovídajících záporným rozdílům

Přitom platí:

$$W_+ + W_- = \frac{n \cdot (n+1)}{2}$$

(možno použít pro usnadnění výpočtu)

Menší z obou součtů W_+ a W_- použijeme jako *testovací kritérium* :

$$W = min(W_+, W_-)$$

5) Porovnáme vypočtené testovací kritérium W s tabelovanou kritickou hodnotou pro příslušné n a zvolenou hladinu významnosti α (viz Tabulky:):

Je-li $W < W_{(a, n)}$ => zamítáme hypotézu o shodnosti rozdělení veličiny X a X' tj. symetrického rozložení + a - rozdílů párových hodnot (tzn. že pokusný zásah je účinný – hodnoty před a po pokusu se liší ve svém rozdělení).

Je-li $W > W_{(a, n)}$ => nemůžeme zamítnout hypotézu o shodnosti rozdělení veličiny X a X', tj. symetrického rozložení + a - rozdílů párových hodnot
(tzn. že pokusný zásah je neúčinný – hodnoty před a po pokusu se neliší ve svém rozdělení).

Výpočet testovacího kritéria

Po určení hladiny významnosti je následujícím krokem při testování statistických hypotéz *výpočet testovacího kritéria* (testovací statistiky), na jehož základě provádíme rozhodnutí o platnosti (neplatnosti) nulové hypotézy. Existuje mnoho testovacích statistik, výpočet závisí na povaze dat a testované hypotéze. Testovací kritéria se řídí různými typy rozdělení (podle toho, jakou hypotézu testujeme).

Obor hodnot testovacího kritéria rozdělujeme při testování hypotéz na 2 části:

1) *Kritický obor* - obor hodnot, který svědčí ve prospěch alternativní hypotézy H_1 (zamítáme H_0).

2) *Obor přijetí* - padne-li vypočtená hodnota testovacího kritéria do tohoto oboru, pak testovanou nulovou hypotézu H_0 nezamítneme.

Vymezení kritického oboru a oboru přijetí se provádí pomocí kritických hodnot testovacího kritéria, což jsou specifické kvantily příslušných rozdělení související se zvolenou hladinou významnosti α. Obvykle se používají kvantily $1-\alpha/2$ (příp. $1-\alpha$) příslušného rozdělení. Tyto kvantily (kritické hodnoty) pro různá rozdělení používaná jako testovací statistiky, jsou tabelovány ve statistických tabulkách a jejich hodnota závisí na zvolené chybě α a počtu stupňů volnosti $n = n-1$ (případě rozsahu n u neparametrických testů) výběrových souborů použitých při testování.

Poslední krok při testování statistických hypotéz představuje formulace závěru testování, které lze provést dvěma způsoby:

1) Srovnáním vypočteného testovacího kriteria s kritickou hodnotou, která se určuje v závislosti na zvolené hladině významnosti α. Jestliže hodnota vypočtené testovací statistiky překročí kritickou hodnotu, znamená to, že existuje evidence pro zamítnutí nulové hypotézy (tzn. „že jsme potvrdili rozdíl“). Naopak, pokud se vypočtená testovací statistika ocitne uvnitř oboru přijetí H_0, nemůžeme zamítnout nulovou hypotézu, a tedy předpokládáme, že platí.

2) Převedením testovací statistiky do pravděpodobnostní škály a počítáním pravděpodobnosti *p*, která kvantifikuje pravděpodobnost realizace hodnoty testovací statistiky, pokud nulová hypotéza platí. Takže pravidlo pro formulaci závěru je pak následující:

   - Jestliže *p-hodnota* je menší než hladina významnosti α (chyba α), zamítáme nulovou hypotézu H_0. Symbolicky lze použít i závěr:

     p < 0,05 „statisticky významný rozdíl“ nebo

     p < 0,01 „statisticky vysoce významný rozdíl“

   - Jestliže je p-hodnota větší než hladina významnosti α (chyba α), nulovou hypotézu H_0 nemůžeme zamítnout a tedy předpokládáme, že platí. Symbolicky lze psát:

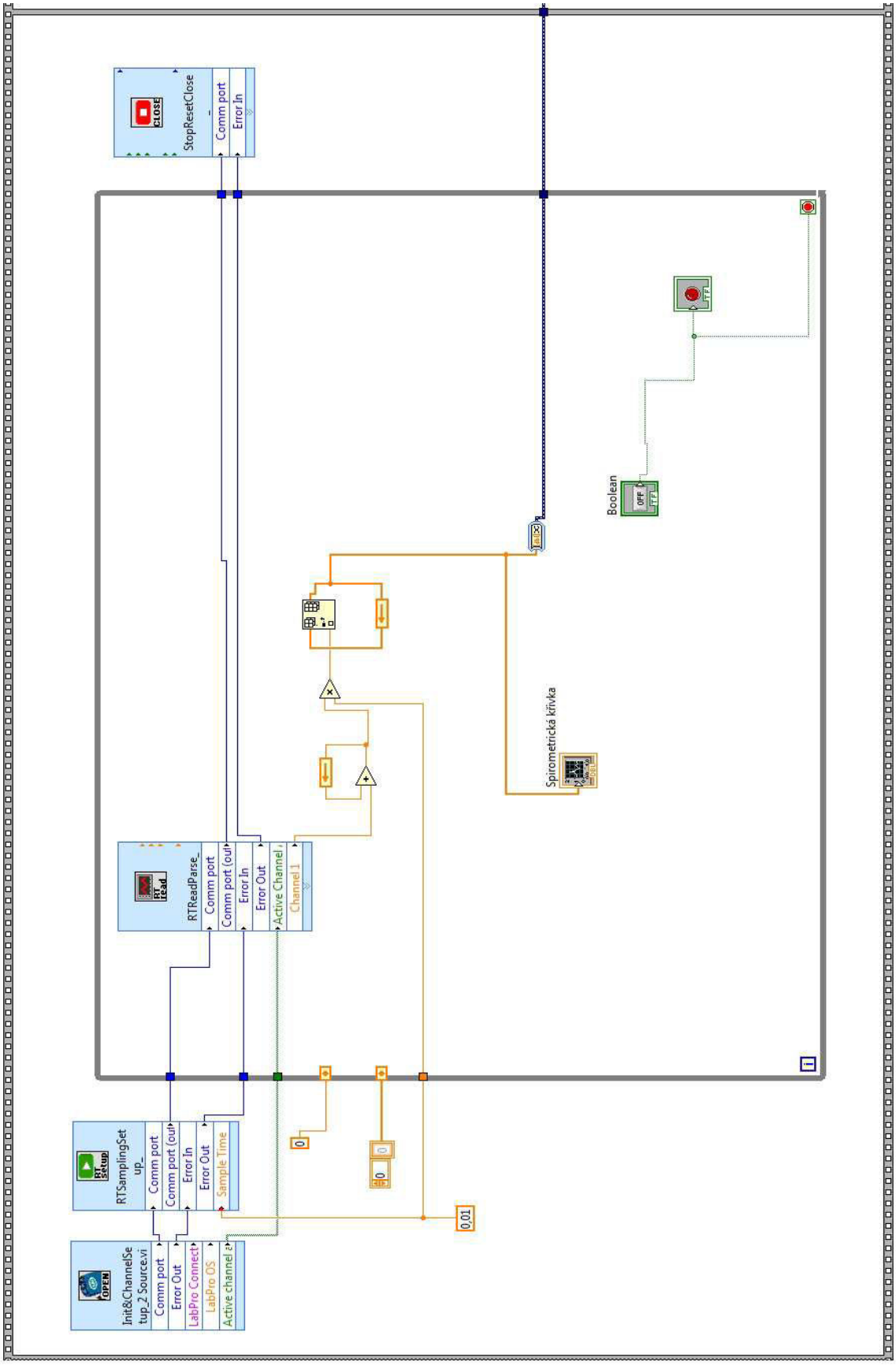
     p > 0,05 („statisticky nevýznamný rozdíl“).

Tabulka kritických hodnot pro Wilcoxův test

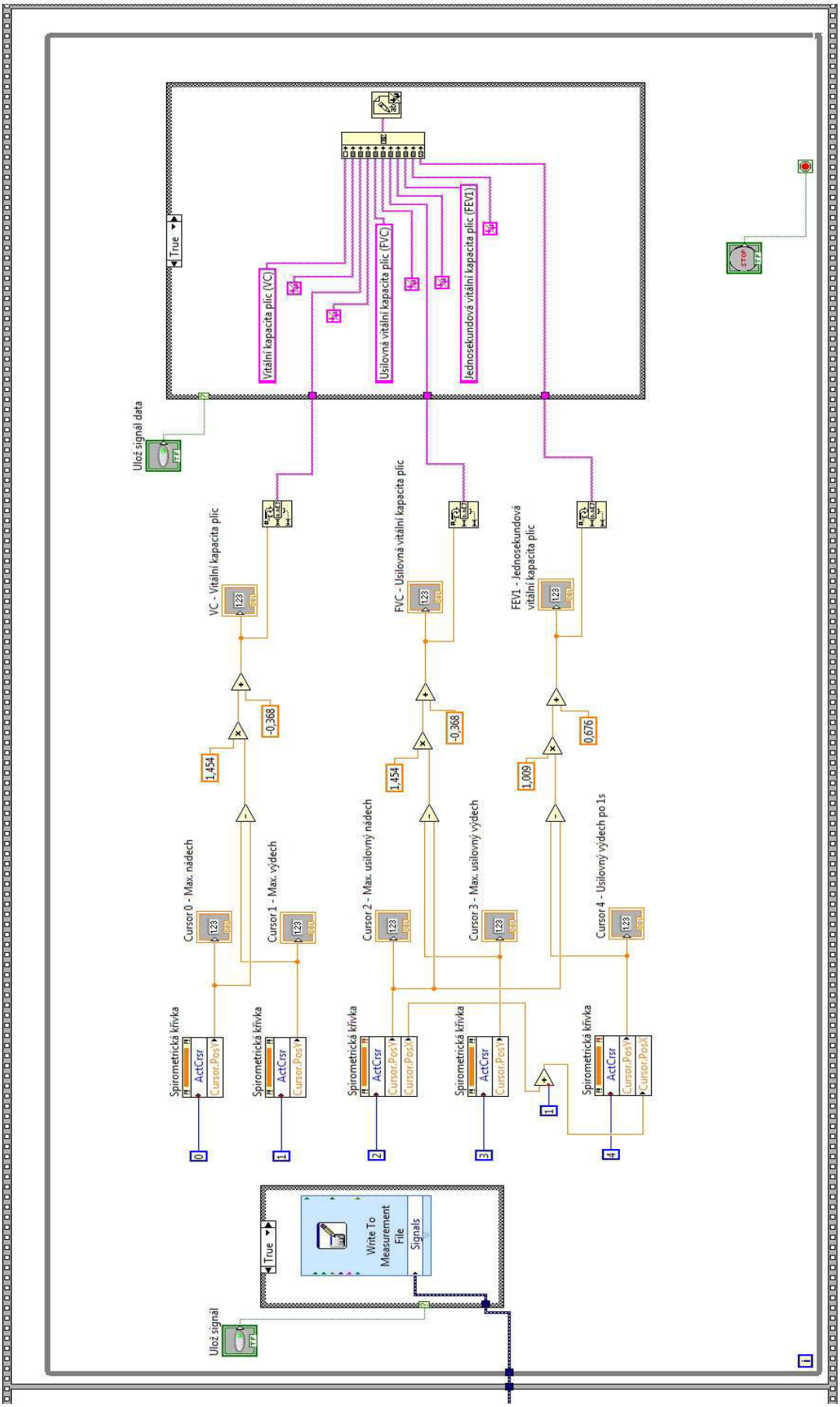
n	**0,05**	**0,01**	**0,001**
6	0,6	-	-
7	2,1	-	-
8	3,7	0,3	-
9	5,5	1,6	-
10	8,1	3,1	-
11	10,7	5,1	-
12	13,8	7,2	1,0
13	17,2	9,8	2,5
14	21,1	12,7	4,4
15	25,3	15,9	6,5
16	29,9	19,5	9,0
17	34,9	23,4	11,7
18	40,3	27,7	14,8
19	46,1	32,4	18,2
20	52,3	37,4	21,9
21	59,0	42,7	26,0
22	66,0	48,6	30,4
23	73,4	54,8	35,2
24	81,3	61,3	40,3
25	89,5	68,3	45,8
30	137,1	109,0	78,5

35	195,3	159,7	120,5
40	264,2	220,4	172,1
45	343,9	291,5	233,3
50	434,5	373,0	304,5

Příloha 4 – Blokový diagram programu – část 1



Příloha 4 – Blokový diagram programu – část 2



X

Příloha 5 – Návod pro měření se spirometrem v programu LabView

Úkol

Pomocí programu LabView změřte Vitální kapacitu (VC), Usilovnou vitální kapacitu (FVC) a Jednosekundovou vitální kapacitu (FEV1) alespoň dvou lidí.

Porovnejte naměřené hodnoty s hodnotami z kontrolního spirometru Spirobank a pokusit se vykompenzovat případné odchylku programu LabView tak, aby se výsledky co nejvíce přiblížily hodnotám kontrolního spirometru.

Spirometrie

Tato vyšetřovací metoda je dnes asi nejvyužívanější metodou pro zjištění správné funkčnosti plic, umožňuje nám výběr ze široké škály měřených parametrů, a i když vyžaduje od pacienta určitou míru spolupráce, lze ji u pacienta aplikovat téměř bez ohledu na věkové omezení.

V dnešní době se k tomuto účelu čím dál více používají přístroje s tzv. *otevřeným okruhem*, které využívají analyzátory rychlosti průtoku vzduchu a objem kalkulují integrací průtoku a času, jakožto plochu pod křivkou s časem na ose x a průtokem na ose y. Tyto přístroje se nazývají pneumotachometry a pracují na principu diferenciálního tlakoměru. Tlakový rozdíl před a za překážkou v pneumotachografické hlavici je přímo úměrný průtokové rychlosti vzduchu. Výstupní elektrický signál je následně digitálně zpracován a zobrazen ve speciálním PC programu.

Parametrů, které lze získat z jednotlivých vyšetření je opravdu hodně, přibližme si tedy alespoň ty, které budeme v tomto měření používat:

- VC – *vitální kapacita (l)*: maximální objem vzduchu, který lze po maximálním nádechu vydechnout.

- FVC – *usilovná vitální kapacita (l)*: maximální objem vzduchu, který lze po maximálním nádechu prudce vydechnout při maximálním usilovném výdechu.

- FEV_1 – *usilovně vydechnutý objem za 1. sekundu (l)*: objem vzduchu vydechnutý s největším úsilím za 1. sekundu po maximálním nádechu, standardní odchylka při opakovaných měřeních je od 60 do 270 ml, průměrně 183 ml.
- Df – *klidová dechová frekvence*: počet dechů za 1 minutu.

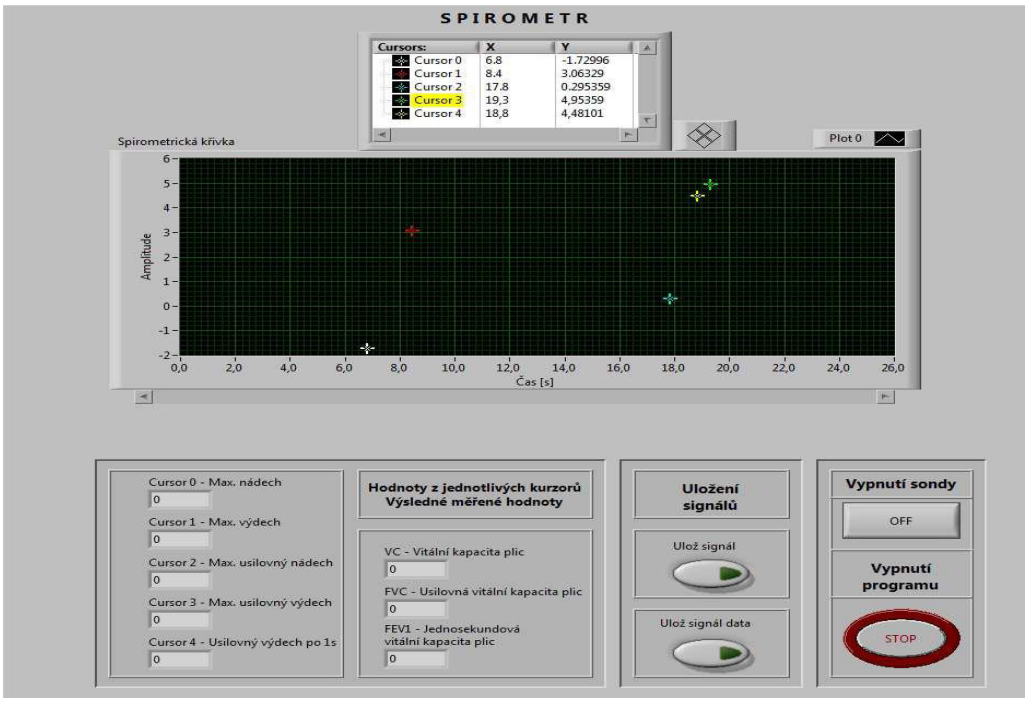
Samotné vyšetření sestává z krátkého intervalu klidového dýchání, po kterém následuje několik manévrů vyšetření VC (jak z IVC do EVC, tak naopak). Součástí také bývá vyšetření FVC. Manévr je podobný jako VC, jen je použito maximální úsilí a snahy o co nejrychlejší výdech.

Dobrá spolupráce pacienta se projeví pravidelnými dechovými cykly na spirogramu. Nepravidelné cykly pak mohou značit jeho sníženou spolupráci či jeho neurotický stav (častý bývá tzv. „Syndrom bílého pláště“).

Měření by se mělo provádět 3x a za výsledný by měl být považován nejlepší výsledek.

LabView spirometr

Čelní panel programu sestává ze dvou hlavních částí. Z oblasti grafu pro zobrazení spirometrické křivky s 5 ovladatelnými kurzory k označení zvolených hodnot a z přehledové tabulky naměřených hodnot a tlačítek pro uložení naměřených dat, i samotného signálu. Samozřejmostí je přítomnost tlačítka pro ukončení činnosti sondy a stop tlačítka pro ukončení celého programu.



Obr. 1 – Čelní panel

Program spirometru (jeho blokový diagram) je vytvořen ze dvou na sebe navazujících částí. Snímací části, ve které načteme ze spirometrické sondy signál a vykreslíme jej do grafu a části výstupní, ve které pomocí kurzorů signál vyhodnotíme, získaná data přepočítáme a případně uložíme.

Postup při měření spirometrem LabView

1) K PC připojíme přístroj LabPro s připojenou spirometrickou sondou.
2) Na sondu nasadíme antibakteriální filtr a náustek (dáváme pozor na označení směru toku proudu vzduchu).
3) Náustek vložíme do úst (nejlépe mezi zuby) a na nos nasadíme klips, který zabrání „falešným“ nádechům / výdechům.
4) Spustíme program
5) Provedeme několik běžných nádechů / výdechů a následně hluboký nádech a maximální výdech.
6) Opět provedeme několik běžných nádechů / výdechů a pak co nejrychlejší největší možný (usilovný) nádech, následovaný opět co nejrychlejším a největším možným (usilovným) výdechem.
7) Ukončíme měření příslušným STOP tlačítkem.
8) Jednotlivé kurzory umístíme na námi zvolené odpovídající peaky naměřené křivky.
9) Přečteme si získané výsledky, popřípadě naměřené hodnoty či získaný signál uložíme.

Postup při měření (kontrolním) spirometrem Spirobank

1) Ke spirometru připojíme papírový náustek s vrtulkou sondy.
2) Po zapnutí přístroje u něj nastavíme parametry měřené osoby (výška, váha, věk,…)
3) Náustek vložíme mezi zuby, na nos nasadíme klips a spustíme měření.
4) Po několika klidových dechových manévrech provedeme maximální usilovný nádech následovaný maximálním usilovným výdechem.
5) Počkáme, než přístroj dokončí měření a po připojení k PC si zobrazíme PDF soubor s výsledky měření.

Korekce odchylek LabView spirometru

1) Hodnoty pro případnou korekci získáme nejlépe pomocí lineární regrese (v programu Excel) a s jejich pomocí pak v LabView program spirometru upravíme.
2) LabView spirometrem naměříme novou sadu dat a zkontrolujeme účinnost korekce.