



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VYUŽITÍ VÝUKOVÉHO SYSTÉMU VERNIER PRO LABORATORNÍ CVIČENÍ

LABORATORY EXERCISE USING VERNIER SYSTEMS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Dominika

Kubová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Králík

BRNO 2024

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Dominika Kubová

ID: 226399

Ročník: 3

Akademický rok: 2023/24

NÁZEV TÉMATU:

Využití výukového systému Vernier pro laboratorní cvičení

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s výukovými kity a akvizičními systémy od společností Vernier a National Instruments. Zaměřte se na témata spojená s lékařskou diagnostikou. 2) U vybraných témat nastudujte podrobněji problematiku diagnostické techniky a fyziologie člověka. Výše uvedená témata shrňte formou literární rešerše. 3) Provedte pilotní měření se systémem Vernier a navrhnete další postup. 4) Připravte měřicí protokol pro tři laboratorní měření. Otestujte navržený měřicí protokol v praxi. 5) Připravte kompletní zadání tří laboratorních cvičení - zadání bude obsahovat teoretický úvod, postup měření a pomocné soubory pro cvičení.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] CHMELARĚ, Milan. Lékařská přístrojová technika I. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995, 192 s. ISBN 80-85867-63-X.
- [2] WEBSTER, John G., Amit J NIMUNKAR, John W. CLARK, et al. WEBSTER JOHN G. Medical instrumentation: application and design. Fifth edition. Hoboken: Wiley, 2020, xxii, 898 stran, : ilustrace, grafy, fotografie. ISBN 978-1-119-45733-6.

Termín zadání: 5.2.2024

Termín odevzdání: 29.5.2024

Vedoucí práce: Ing. Martin Králík

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

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

Cílem této práce je navrhnout postup měření ve vývojovém prostředí LabVIEW pro tři laboratorní cvičení s využitím EKG senzoru, snímače krevního tlaku a spirometru od společnosti Vernier. V teoretické části je popsán fyziologický úvod, problematika daných přístrojů a metody měření. Praktická část se zaměřuje na vypracování a ověření navržených měřících protokolů, které jsou přiloženy jako přílohy práce. Dále také zahrnuje pomocné soubory pro cvičení, včetně skriptů pro základní akvizici dat a kalibraci. Tyto materiály mají sloužit jako výukové nástroje umožňující efektivní nácvik a pochopení měřících metod v lékařské diagnostice.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, spirometrie, krevní tlak, Vernier, LabVIEW

ABSTRACT

The aim of this thesis is to design a measurement procedure in the LabVIEW development environment for three laboratory exercises using an ECG sensor, a blood pressure sensor and a spirometer from Vernier. In the theoretical part, the physiological introduction, the problems of the given devices and measurement methods are described. The practical part focuses on the development and verification of the proposed measurement protocols, which are attached as appendices to the thesis. It also includes support files for the exercises, including scripts for basic data acquisition and calibration. These materials are intended to serve as teaching tools enabling effective training and understanding of measurement methods in medical diagnostics.

KEYWORDS

ECG, spirometry, blood pressure, Vernier, LabVIEW

KUBOVÁ, Dominika. *Využití výukového systému Vernier pro laboratorní cvičení*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2024, 53 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Martin Králík

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení autora:	Dominika Kubová
VUT ID autora:	226399
Typ práce:	Bakalářská práce
Akademický rok:	2023/24
Téma závěrečné práce:	Využití výukového systému Vernier pro laboratorní cvičení

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné 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 závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné 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 autorského 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.

Brno

.....

podpis autorky*

*Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Martinu Králíkovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	10
1 Elektrocardiografie	11
1.1 Snímání EKG	11
1.2 Elektrocardiograf	12
1.3 Zpracování a analýza	13
2 Krevní tlak	16
2.1 Proudění krve	16
2.2 Metody měření	17
2.2.1 Auskultační metoda	18
2.2.2 Oscilometrická metoda	19
3 Spirometrie	21
3.1 Fyziologie dýchání	21
3.2 Plicní objemy a kapacity	23
3.2.1 Statické	23
3.2.2 Dynamické	24
3.3 Spirometry	25
3.3.1 Pneumotachografy s proměnnou tlakovou ztrátou	25
3.3.2 Ultrazvukové pneumotachografy	27
3.3.3 Pneumotachografy s vyhřívaným drátkem	28
3.3.4 Turbínkové pneumotachografy	28
4 Pilotní měření s využitím systému Vernier	29
4.1 EKG senzor	30
4.2 Snímač krevního tlaku	31
4.3 Spirometr	33
5 Zpracování v prostředí LabVIEW	35
5.1 EKG	35
5.2 Krevní tlak	38
5.3 Spirometrie	40
Závěr	42
Literatura	43
Seznam symbolů a zkratk	46

Seznam příloh	47
A Zadání laboratorního cvičení měření tepové frekvence	48
B Zadání laboratorního cvičení měření krevního tlaku	50
C Zadání laboratorního cvičení měření dechových objemů	52

Seznam obrázků

1.1	Eithovenův trojúhelník	12
1.2	EKG signál	14
2.1	Rychlostní profily laminárního proudění v arteriích	17
2.2	Auskultační měření krevního tlaku	18
2.3	Záznam tlaku a oscilací v manžetě	20
3.1	Změny plicních tlaků během dechového cyklu	21
3.2	Dechové objemy	24
3.3	Fleishův pneumotachograf, převzato z [7].	26
3.4	Silverman-Lilly pneumotachograf, převzato z [7].	26
3.5	Průtokový spirometr od společnosti Vernier.	27
4.1	Senzorové rozhraní LabPro.	29
4.2	Měřicí karta NI myDAQ s adaptérem	30
4.3	Vernier Arduino.	30
4.4	Zapojení elektrod	31
4.5	Ukázka EKG záznamu.	32
4.6	Naměřený tlak a oscilace.	33
4.7	Graf závislosti průtoku na čase při expiriu.	34
4.8	Graf závislosti průtoku na čase při klidovém dýchání.	34
5.1	Základní akvizice dat.	35
5.2	Filtrace EKG signálu.	36
5.3	Ukázka vyfiltrovaného EKG signálu.	36
5.4	Detekce R vlny a výpočet tepové frekvence.	37
5.5	Ukázka čelního panelu - EKG simulátor nastavený na 60 tepů za minutu.	37
5.6	Ukázka čelního panelu - EKG simulátor nastavený na 130 tepů za minutu.	38
5.7	Ukázka čelního panelu měření tepové frekvence.	38
5.8	Obálka oscilačního signálu, posunuta o 1.	39
5.9	Výpočet systolického a diastolického tlaku.	39
5.10	Ukázka čelního panelu měření krevního tlaku.	40
5.11	Výpočet dechových objemů.	41
5.12	Ukázka čelního panelu spirometrického měření.	41
A.1	Ukázka zapojení elektrod.	48
B.1	Průběh oscilační křivky, převzato z [28].	50
C.1	Ukázka dechových objemů.	52

Úvod

Lékařské diagnostické přístroje hrají klíčovou roli v každodenním lékařském světě. Díky jejich pokročilé technologii a přesnosti jsou lékaři schopni rychle a efektivně identifikovat různé zdravotní problémy. Některé z těchto přístrojů mají schopnost detekovat nemoc v raných stádiích, často ještě předtím, než si pacient sám uvědomí jakékoli příznaky nebo známky nemoci. To umožňuje zahájit léčbu včas, což může výrazně zvýšit šance na úspěšné uzdravení a minimalizovat komplikace.

Cílem této bakalářské práce je prozkoumat možnosti využití výukových kitů a akvizičních systémů od společností Vernier a National Instruments v lékařské diagnostice. Práce je zaměřena na tři témata spojená s lékařskou diagnostikou. Prvním tématem je jedna ze základních kardiologických vyšetřovacích metod založená na snímání elektrické aktivity srdce, nazývaná jako elektrocardiografie (EKG). Umožňuje nám graficky zaznamenávat elektrické potenciály vznikající během srdeční činnosti. Využívá se při diagnostice srdečních poruch a hraje důležitou roli v celkovém klinickém obraze. Druhým tématem je krevní tlak, důležitý fyziologický parametr, jehož pravidelným monitorováním je možné předcházet řadě onemocnění, a proto se stal součástí velké řady lékařských vyšetření. Posledním tématem práce je spirometrie, pomocí které se zjišťuje funkce plic. Spirometrie měří objemy a průtoky vzduchu při dýchání, což je klíčové pro diagnostiku a monitorování respiračních onemocnění. Tato metoda nám umožňuje posoudit schopnost plic zásobovat tělo kyslíkem a identifikovat možné poruchy plicních funkcí.

Výstupem práce budou tři kompletní zadání laboratorních cvičení obsahující teoretický úvod, postup měření a pomocné soubory pro cvičení, které budou sloužit jako výukový materiál. Práce také zahrnuje vypracování měřících protokolů ve vývojovém prostředí LabVIEW pro tato cvičení, což umožní jejich praktické ověření.

1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie (EKG) je neinvazivní metoda na vyšetření elektrické aktivity srdce. Zaznamenává akční potenciály, které jsou snímány z povrchu těla. Tyto akční potenciály tvoří sumu všech akčních potenciálů z membrán srdeční svaloviny.

Srdce si můžeme představit jako dvě pumpy zapojené v sérii. Činnost srdce je řízena bioelektrickými signály, které vznikají v sinoatriálním uzlu. Ten spontánně generuje vzruchy, které vedou ke vzniku akčního potenciálu, to vyvolá kontrakci svaloviny síní a sínovou systolu. Dále se akční potenciál šíří přes tři svazky do atrioventrikulárního uzlu. Ten zajišťuje jednosměrné vedení vzruchu, a také zde dochází ke zpomalení šíření, aby se oddělila systola síní od systoly komor. Z atrioventrikulárního uzlu vychází Hisův atrioventrikulární svazek, který se dělí na Tawarova raménka. Pravé raménko prostupuje do pravé komory a levé zůstává na levé straně. Raménka postupují komorami až k srdečnímu hrotu, kde pokračují ve stěnách komor jako Purkyňova vlákna, která vedou vzruch velmi rychle a rozvádějí akční potenciál po svalovině komor, takže dochází ke kontrakci komor jako celku. [3, 18]

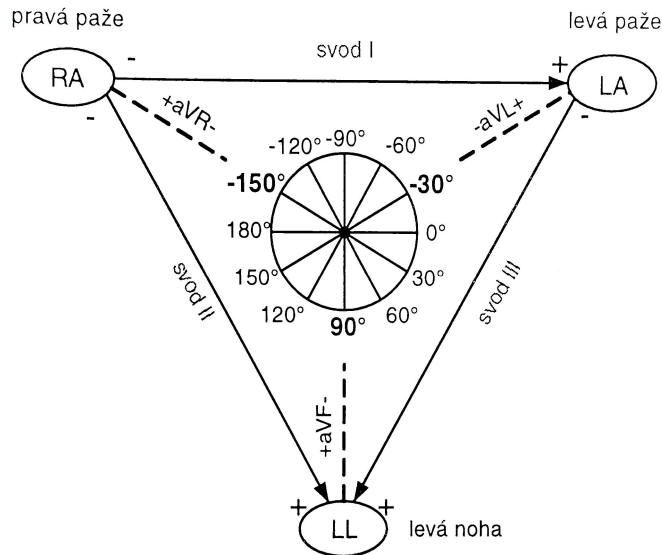
1.1 Snímání EKG

Snímání EKG probíhá pomocí elektrod umístěných na těle pacienta. Elektrody mohou být polarizovatelné. Jsou to plošné kovové elektrody, které se přikládají pacientovi přímo na kůži. Po navlhčení EKG gelem nebo fyziologickým roztokem se vytvoří na elektrodě polarizační stejnosměrný potenciál. Pokud se elektroda posune, dojde k vytvoření pohybových artefaktů vlivem změny polarizačního napětí. Dále existují plošné nepolarizované elektrody, nejčastěji se jedná o stříbrné elektrody pokryté kontaktní vrstvou sintrovaného chloridu stříbra. Potenciál mezi těmito elektrodami je poměrně stabilní. Jako poslední se využívají plovoucí nepolarizovatelné elektrody. Opět se jedná o stříbrné elektrody s kontaktní vrstvou chloridu stříbra. Obsahují komůrku, která je vyplněná EKG gelem, který zprostředkovává přechod potenciálu z kůže na kov. [20]

EKG svody jsou definovány jako elektrodový pár s určitou polaritou, který je připojený k zaznamenávajícím elektrodám. Svody mohou být končetinové a hrudní. Končetinových svodů máme dohromady šest, tři bipolární (označovány I, II, III) a tři unipolární (označovány aVL, aVR, aVF). Hrudní svody jsou unipolární a je jich také šest. Přenášejí buď pozitivní nebo negativní výchylku podle toho, k jakému náboji směřují.

Standartní 12svodový systém vyhodnocuje signál ze čtyř končetinových a šesti hrudních elektrod. Končetinové svody jsou na horních a dolních končetinách, na pravé noze se nachází zemnicí nebo-li referenční elektroda. Poloze elektrod se říká

Eithovenův trojúhelník (viz Obr. 1.1). Referenční bod nebo-li Wilsonova svorka je aritmetický průměr unipolárních končetinových potenciálů. Hrudní svody představují vůči Wilsonově svorce napětí mezi elektrodami umístěnými na hrudníku. [20, 16]



Obr. 1.1: Eithovenův trojúhelník [20].

1.2 Elektrokardiograf

Elektrokardiograf je prostředek pro realizaci snímání a registraci akčních potenciálů. Elektrokardiograf musí splňovat určité požadavky. Musí být dodrženo napěťové a časové měřítko v záznamu, aby mohlo být EKG správně vyhodnoceno. Při záznamu elektrokardiogramu se bere jako standartní citlivost výchylka 10 mm záznamové stopy pro 1 mV vstupního signálu. Časové měřítko je definováno posuvnou rychlostí, která závisí na délce snímání, avšak průměrně bývá 25 nebo 50 mm/s.

Napětí na elektrodách přiložených na povrch těla je při použití vodivé pasty rovno několika jednotkám až stovkám milivoltů, což je srovnatelné nebo řádově větší než velikost snímaného signálu. Navíc je toto napětí proměnné v čase a mění se i s pohybem elektrod (při pohybu pacienta), proto je nutné se stejným směrem složky, která vzniká při přiložení elektrod zbavit. Šířka pásma je tedy omezena pomocí dolní a horní propusti na frekvenční rozsah 0,05 až 100 Hz. Tento rozsah zachovává diagnostickou hodnotu signálu se současným omezením rušivých signálů. Mezi rušivé signály nepatří jen napětí vznikající na elektrodách, ale také elektromyografické signály neboli elektrická aktivita kosterního svalstva a rušení způsobené dýcháním,

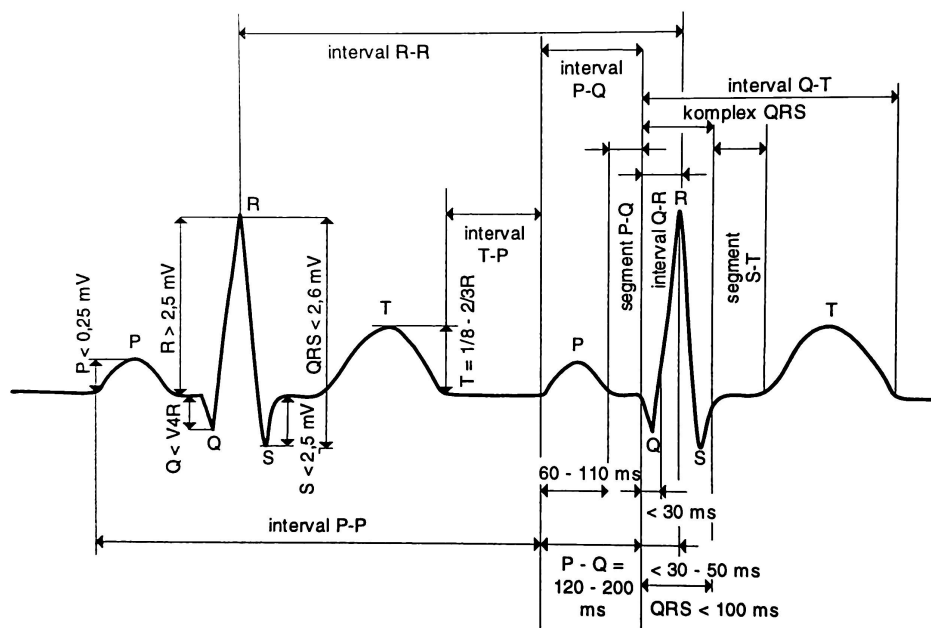
což vede ke kolísání nulové izolinie. Z toho důvodu mají monitory pro sledování EKG signálu šířku pásma omezenou pouze na 0,05-40 Hz. Na vstupní impedanci nejsou kladeny vysoké požadavky, aby však nebyl uplatněn přechodový odpor elektrod, musí být vstupní impedance vyšší, a to kolem $10M\Omega$. [3]

Elektrokardiograf sestává ze základních bloků, jako je vstupní jednotka, blok pro záznam a zobrazení EKG, řídicí jednotky a bloku napájení. Vstupní jednotka by měla účinně zpracovávat nízkou úroveň signálu z jednotlivých svodových míst a co nejvíce potlačit rušivé signály. Dále musí zajistit maximální bezpečnost pro pacienta i pracovníka během snímání. Funkcí bloku pro záznam a zpracování je co nejvěrněji realizovat záznam a zobrazení signálu. Řídicí jednotka koordinuje součinnost všech ostatních funkčních bloků a zajišťuje reakci na ovládání obsluhou. Blok napájení dotváří koncepci a vlastnosti elektrokardiografu. [20]

1.3 Zpracování a analýza

Tvar EKG signálu reprezentuje charakter šíření elektrického podráždění srdeční tkáně. Charakteristický průběh signálu obsahuje posloupnost vlny P, pozitivní výchylky, která vzniká při činnosti sinoatriálního uzlu, a je projevem elektrické depolarizace síní. Normální P vlna může mít tvar od ploché po špičatou vlnku, která má amplitudu od 0 do 0,3 mV s dobou trvání od 60 do 110 ms. P-Q interval začíná depolarizací síní a končí s počátkem depolarizace komor. Normální doba trvání se udává od 120 do 200 ms. QRS komplex popisuje depolarizaci komor, která začíná v okamžiku, kdy vzruch dosáhne atrioventrikulárního uzlu. Jeho tvar a čas vzniku poskytuje mnoho informací o aktuálním stavu srdce. Vlna Q představuje negativní výchylku, jejíž amplituda je v rozsahu 0 až 25% vlny R a doba trvání by měla být do 30 ms. Vlna R je pozitivní výchylka, jejíž amplituda je závislá na místě snímání. Vlna S je druhá negativní výchylka která má amplitudu 0 až 2,5 mV. Z toho můžeme říct, že se doba trvání QRS komplexu udává do 100 až 110 ms. Q-T interval nám udává elektrickou systolu. Tento interval se mění s tepovou frekvencí, věkem, pohlavím a je ovlivňován léky. Konečná vlna T vyjadřuje poslední fázi elektrického procesu, vyjadřuje repolarizaci buněk srdečních komor. Někdy se za T vlnou může vyskytovat U vlna, která představuje rytmickou depolarizaci a repolarizaci myokardu spojené s kontrakcemi síní a komor v průběhu každého srdečního cyklu. Časové a napěťové parametry EKG signálu jsou vyzobrazeny na Obr. 1.2. [3, 20, 21]

EKG signál je z hlediska časového vývoje spojitý. Zpracování signálu probíhá číslicově. Vzorkovací frekvence a kvantovací krok závisí na kmitočtových vlastnostech převáděného signálu, maximální přípustné chybě a cíli zpracování. Pokud nás zajímá frekvenční obsah jednotlivých vln EKG, budeme se zabývat spojitou spektrální funkcí signálu jednoho srdečního cyklu. Nejvyšší spektrální složku má QRS



Obr. 1.2: Napětové a časové parametry EKG signálu zdravého člověka [20].

komplex, který určuje i frekvenční rozsah signálu. Pokud však chceme navrhnout filtr pro odstranění rušivých signálů, hlavně nízkofrekvenčního kolísání izoelektrické linie, musíme brát v úvahu spektrum celého signálu. Spektrum nemůžeme považovat za čarové, jednotlivé čáry se rozšiřují do frekvenčních pásem a jejich šířka a vzájemné prolínání se zvětšuje s nárůstem frekvence.

Rušivé signály rozlišujeme podle šířky frekvenčního pásma. Úzkopásmové rušení je tvořeno kolísáním izoelektrické linie a síťovým brumem. Je to způsobeno především elektrochemickými procesy mezi elektrodou a kůží nebo malými pohyby pacienta, jako je například dýchání. Širokopásmové rušení vzniká při aktivním pohybu svalstva. Rušení se překrývají s užitečným signálem, proto je nutné je vyfiltrovat. Filtry však mění i tvar užitečného signálu, proto si musíme dávat pozor, abychom nepřekročili přípustnou mez. Minimální frekvence, pro kterou je vhodné zpracovávat EKG signál bez zkreslení je 0,67 Hz, což odpovídá 40 tepům/min.

Co se týče detekce vln v signálu EKG, nejdůležitější je pravděpodobně detekce QRS komplexu jako výchozího bodu pro extrakci dalších oblastí EKG signálu, kterými jsou například P nebo T vlna. Podstatné je si QRS komplexy zvýraznit a ostatní složky signálu, včetně vzniklých artefaktů a šumu, potlačit, což je mnohdy obtížné kvůli fyziologické variabilitě QRS komplexu. Pro zvýraznění QRS komplexů se využívá pásmová propust. Z detekovaných oblastí se pak mohou na základě amplitudy detekovat R vlny, které slouží pro stanovení tepové frekvence. Detekce vlny T je vázána na přítomnost QRS komplexu, protože pokud je detekován, není potřeba

rozhodovat o přítomnosti vlny T. Nejdůležitější je detekovat konec vlny T. Detekce vlny P je složitější proces, podle místa vzniku elektrického podráždění mohou měnit svůj tvar. Vlny P mohou být falešně považovány za násobně vázané vlny, i když se ve skutečnosti jedná o flutterové vlny s pevným převodním poměrem ke komplexu QRS. [20, 21]

2 Krevní tlak

Krevní tlak je důležitým parametrem kardiovaskulárního systému. Měření se dá provádět v žilách, tepnách a na srdci. Mění se během srdečního cyklu a kolísá mezi tlakem systolickým a diastolickým. Systolický tlak je maximální tlak, kdy krev přitéká během systoly do arterií a nabývá tak maximálních hodnot. Diastolický tlak nastává, když je srdce uvolněné a udává se jako nejnižší hodnota tlaku. Během diastoly do arterií nepřitéká další krev, a proto tlak klesá až do příchodu další systoly. Systolický tlak závisí na síle srdečního stahu, množství vypuzené krve a poddajnosti elastických arterií. Diastolický tlak závisí na intenzitě periferního odporu a srdeční frekvenci. Velikost krevního tlaku se udává jako zlomek systolický/diastolický tlak v jednotkách milimetru rtuťového sloupce (mmHg). Meze pro systolický i diastolický tlak se udávají kolem 90-150 mmHg/60-80 mmHg. Tyto hodnoty jsou pouze orientační a v jiné literatuře můžeme najít meze mírně odlišné. Rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem se nazývá pulsní tlak. Střední tlak můžeme vypočítat jako součet diastolického tlaku a jedné třetiny pulsního tlaku.

$$\text{Střední tlak} = \text{diastolický tlak} + \frac{\text{pulsní tlak}}{3} \quad (2.1)$$

Hodnota středního tlaku zohledňuje, že systola trvá jen jednu třetinu a diastola dvě třetiny srdečního cyklu, ale i přesto může být tato rovnice velmi nepřesná. [3, 18, 4]

2.1 Proudění krve

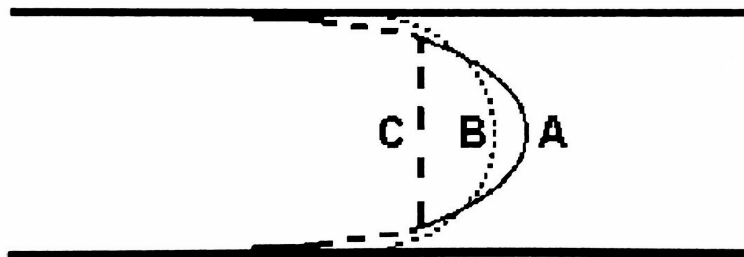
Proudění krve je způsobeno tlakovými rozdíly mezi žilním a tepenným systémem, vznikajícími činností srdce. Za fyziologických podmínek je tok krve v cévách laminární. Při laminárním proudění je pohyb všech vrstev krve v cévě rovnoběžný. Jednotlivé vrstvy se pohybují různou rychlostí. Krev je disperzní systém a stěny cév vykazují různý stupeň pružnosti a roztlačnosti. Parabolický rychlostní profil nalezneme jen v malých arteriích, u větších krev proudí prakticky po celém průřezu cévy stejnou rychlostí (viz Obr. 2.1).

Množství kapaliny, které proteče cévou za jednotku času, se nazývá průtočný objem. Závisí na geometrii cévy a charakteru toku. Pro ustálené proudění platí Hagenův-Poiseuilleův zákon:

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8\eta \Delta l} \quad (2.2)$$

Tento zákon je pro krevní oběh pouze aproximací, protože byl definován pro newtonovské kapaliny, od kterých se krev svými vlastnostmi liší.

Při laminárním proudění průtočný objem stoupá lineárně s tlakovým spádem. Pokud překročí kritickou hodnotu, začne krev proudit v cévě ve směrech, které svírají



Obr. 2.1: Rychlostní profily laminárního proudění v arteriích (A-arterioly, B-střední artérie, C-velké artérie) [14].

s dlouhou osou cévy různé úhly a začnou se tvořit víry. Takovému typu proudění se říká turbulentní. Za těchto podmínek není průtok krve přímo úměrný tlakovému spádu, ale přibližně jeho druhé mocnině, což znamená, že pokud je průtok krve dvojnásobný, tlak krve se zvýší čtyřnásobně a tím se zvýší zátěž pro srdce. Vznik turbulentního proudění se může projevit šelestem, který může být nad postiženým místem slyšitelný.

Kritický bod mezi laminárním a turbulentním prouděním závisí na poloměru trubice, střední rychlosti, hustotě a viskozitě kapaliny. Tento bod definoval britský fyzik O. Reynolds, proto nese jeho jméno:

$$Re = \frac{v\rho r}{\eta} \quad (2.3)$$

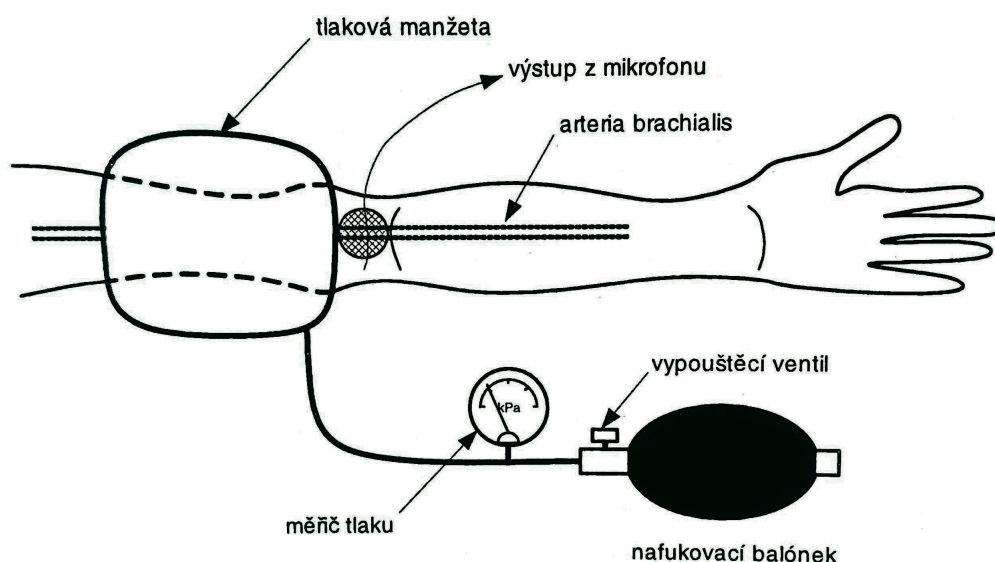
Dosáhne-li Reynoldsovo číslo hodnoty 200, začnou se objevovat ojedinělé turbulence. S rostoucí hodnotou počet turbulencí stoupá a za kritický bod, tedy hodnotu, kdy se laminární proudění plně mění na turbulentní, se považuje 1000. Hodnoty nižší charakterizují proudění laminární, hodnoty vyšší turbulentní. [14, 8]

2.2 Metody měření

Metody měření krevního tlaku můžeme rozdělit na invazivní a neinvazivní. Invazivní neboli přímé metody spočívají v zavedení snímače, nejčastěji katetru, přímo do artérie nebo vény. To umožňuje měřit krevní tlak v přesně definovaných místech kardiovaskulárního systému. Invazivní metoda je přesnější a umožňuje měřit krevní tlak po relativně dlouhou dobu. Neinvazivní neboli nepřímé metody měří krevní tlak bez zásahu do oběhového systému. Měření lze provádět pouze na určitých místech, jako například na končetinách nebo prstu. K měření se využívají manžety, které na určitou dobu omezují nebo zastavují průtok krve v měřené tkáni. [20]

2.2.1 Auskultační metoda

Metoda, při které v nejjednodušším případě není potřeba žádná elektronika, k celému měření je potřeba sphygmomanometr, manžeta nafukovaná balónkem, aneriodní nebo rtuťový měřič tlaku a fonendoskop. Manžeta se fixuje na paži horní končetiny a fonendoskop se přikládá pod distální konec manžety na brachiální tepnu (viz Obr. 2.2).



Obr. 2.2: Auskultační měření krevního tlaku [20].

Během měření se manžeta sphygmomanometru nafoukne nad hodnotu systolického tlaku, což způsobí úplné uzavření průtoku krve tepnou pod manžetou. Dále nastává pomalé snižování tlaku v manžetě. V okamžiku, kdy se tlak blíží hodnotě systolického tlaku, se částečně obnoví průtok krve v tepně, kvůli deformaci krevního řečiště se však jedná o turbulentní proudění, a začnou se objevovat srdeční ozvy neboli Korotkovovy zvuky, které zaznamenáváme. Hodnotu diastolického tlaku nám udává poslední slyšitelný tón.

Korotkovovy zvuky můžeme rozdělit do pěti fází:

- Fáze I: První jasný tón, který je detekován při poklesu tlaku v manžetě pod systolický tlak. Zpočátku jsou zvuky slabé, postupně však zvyšují intenzitu. V této fázi se objevuje hmatatelný pulz.
- Fáze II: Tóny mají charakter šelestu, jsou delší a tlumenější.
- Fáze III: Šelesty vystřídají hlasitější a ostřejší zvuky, jejichž hlasitost dosahuje maxima a nabývá charakter úderu.
- Fáze IV: Dochází k oslabení tónů, jsou tlumené, měkké a méně zřetelné.
- Fáze V: Vymizení tónů.

Vymizení zvuků odpovídá obnovení laminárního proudění krve, ke kterému dochází po překonání deformace vyvolané manžetou. Tato metoda je velmi citlivá na rušivý hluk okolí a přesnost závisí na sluchových a zrakových schopnostech osoby, co měření provádí. [3, 15, 20]

Automatizace této metody spočívá ve výměně fonendoskopu za snímací mikrofon nebo dopplerovskou sondu umístěnou v manžetě, jako detektor Korotkovových zvuků. Manžeta je nafukována vzduchovým kompresorem a vypouštěna elektronicky ovládaným ventilem. Při kontinuálním vypouštění manžety detekuje snímací mikrofon ozvy, pomocí kterých se stanoví hodnota systolického a diastolického tlaku. Nevýhodou této metody je rychlost vypouštění manžety. Pomalejší vypouštění vede k zatěžování neprokrvené tkáně, rychlejší naopak k obtížné detekci Korotkovových zvuků, což vede ke chybnému stanovení systolického tlaku na nižší hodnotu a diastolického na vyšší hodnotu. Dále je tato metoda velmi citlivá na správný rozměr manžety a také na pohyby paže v manžetě během měření. Americká kardiologická asociace doporučila, aby šířka vzduchové duše manžety byla rovna 40% obvodu končetiny, na které je manžeta umístěna. Výsledná přesnost této metody je ± 5 mmHg. [3, 15, 20]

2.2.2 Oscilometrická metoda

Metoda, kterou budeme využívat při měření, je založena na principu, že krev pumpovaná tepnami srdcem způsobuje ohýbání tepenných stěn. Když je manžeta nafouknuta vzduchem a poté pomalu vyfukována konstantní rychlostí, vytvoří se tepenný tlakový pulz. Tyto tlakové pulzy procházejí z tepen, přes paži, až do samotné tlakové manžety. Když je tepna plně stlačena nad hodnotu systolického tlaku, průtok krve se zastaví spolu s pulzacemi. Jak se tlak v manžetě pomalu snižuje, arteriální krevní tlak se zvyšuje, až se krev začne protlačovat tepnou v krátkých pulzech. Stále klesající tlak vede k tomu, že více krve protéká uzavřenou tepnou a pulzy jsou stále významnější, dokud není dosaženo maximální amplitudy, která je rovna střednímu arteriálnímu tlaku. Další snížení tlaku v manžetě minimalizuje okluzi tepny a pulzy se dále snižují úměrně k rychlosti vypouštění, dokud není okluze odstraněna. Hodnoty systolického i diastolického tlaku se odhadují pomocí několika empiricky odvozených algoritmů. Nejčastěji se využívá algoritmus maximální amplitudy (MAA), která odpovídá hodnotě středního arteriálního tlaku (O_m). Nejdříve jsou extrahované superponované oscilace zpracovány tak, aby tvořily obálku oscilometrických vln. Systolický a diastolický tlak jsou dány poměrem, který se liší dle obálky, která se s narůstajícím věkem mění, proto se rozsah pro systolický tlak udává přibližně od 0,29 do 0,73 a diastolický tlak od 0,62 do 0,90. Použití oscilometrické obálky je zásadním prvním krokem pro všechna měření krevního tlaku pomocí MAA. Mezi časté

metody použití této obálky patří lineární nebo polynomiální metody nebo využití asymetrických Gaussových nebo Lorentzových funkcí. Kromě MAA se pro odhad krevního tlaku využívají algoritmy maximálního sklonu nebo umělé neuronové sítě. [28, 12, 2]

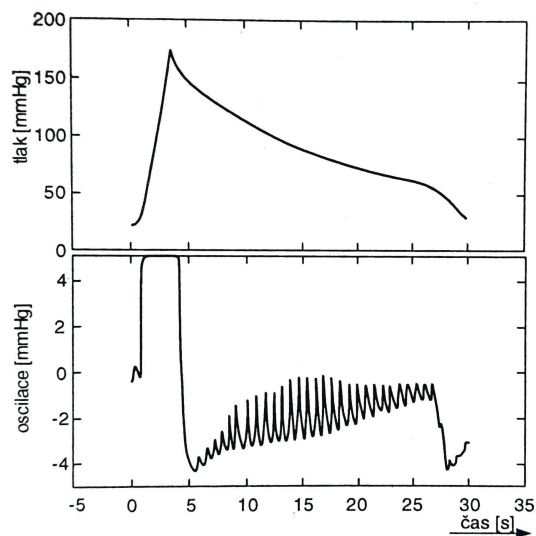
Výpočet systolického tlaku může být dán například rovnicí narůstající oscilace:

$$O_s = 0.55 O_m \quad (2.4)$$

Výpočet diastolického tlaku může být dán například rovnicí klesající oscilace:

$$O_d = 0.85 O_m \quad (2.5)$$

Plně automatický systém začíná kompresní manžetou, která je plněna vzduchem. Stlačuje končetinu až nad hodnotu systolického tlaku. V manžetě je umístěn piezoelektrický snímač, který detekuje superpozici aplikovaného tlaku společně s oscilacemi manžety. Pomocí filtru typu horní propust o mezní frekvenci 1 Hz, se při vypouštění manžety vyhodnocují amplitudy narůstajících a klesajících kmitů. [4, 20]



Obr. 2.3: Záznam měření tlaku v manžetě a oscilací v manžetě [20].

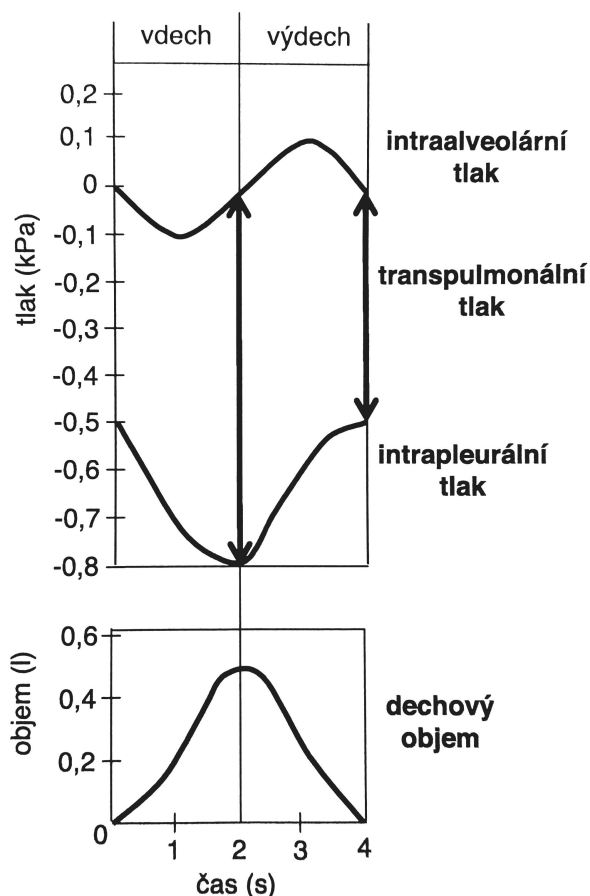
Výhodou této metody oproti auskultační metodě je, že není náchylná na okolní hluk s výjimkou nízkofrekvenčních mechanických vibrací. Nevýhodou oscilometrické metody jsou algoritmy pro odhad systolického a diastolického tlaku, které se liší u každého zařízení a daný algoritmus výrobci nezveřejňují. Další nevýhodou metody je ztuhlost tepen, která vede k nesprávnému odhadu hodnoty tlaku. [11]

3 Spirometrie

Spirometrie je metoda, která se využívá pro hodnocení plicních objemů. Posuzuje se mechanika dýchání za pomoci pacienta. Touto metodou se stanovuje vitální funkce plic, celková plicní kapacita, reziduální objem i odpor dýchacích cest. Slouží nám k odhalení poruchy ventilační funkce a stavu plicního parenchymu.

3.1 Fyziologie dýchání

Dýchání představuje jednu z hlavních životních funkcí. Jedná se o příjem kyslíku a jeho transportu do tkání, v nichž se spotřebovává. Výměna plynu se dělí na vnější, což je výměna kyslíku a oxidu uhličitého mezi alveolárním vzduchem a krví, a vnitřní, neboli výměna kyslíku a oxidu uhličitého mezi krví a tkáněmi. Dýchání spočívá v rytmickém zvětšování a zmenšování hrudníku, má dvě fáze nádech (inspirium) a výdech (expirium).



Obr. 3.1: Změny plicních tlaků během dechového cyklu [23].

Inspirium je zahájeno kontrakcí inspiračních svalů, bránice se pohybuje směrem dolů a žebra naopak vzhůru stahem vnějších mezižebních svalů. Kromě bránice a zevních mezižebních svalů patří k inspiračním svalům ještě pomocné, ty se uplatňují při svalové práci, volní hyperventilaci nebo zvýšeném odporu dýchacích cest neboli usilovném dýchání. Kontrakce inspiračních svalů vede ke zvětšení objemu hrudníku. Dojde ke zvětšení nitrohrudního tlaku, což je tlak mezi listy pleury v interpleurálním prostoru. Následně dochází k vzestupu transpulmonálního tlaku neboli rozdílu mezi alveolárním a pleurálním tlakem. Tento vzestup vede k roztažení plic a poklesu intrapulmonálního tlaku, tlaku uvnitř alveolů, pod tlak atmosférický, což způsobí proudění vzduchu do plic.

Klidový výdech je zahájen relaxací inspiračních svalů, bránice se posunuje jako píst vzhůru a vnitřní mezižební svaly stahují žebra dolů. Objem hrudníku se začne zmenšovat. Transpulmonální tlak klesá a plíce se v důsledku svojí elasticity zmenšují a vrací se do polohy před nádechem. Intrapulmonální tlak převyší hodnotu atmosférického a vzduch začne proudit ven z plic. Proto se klidový výdech označuje jako děj pasivní. Usilovný výdech je inicován kontrakcemi expiračních svalů, mezi které patří vnitřní mezižební svaly, ty táhnou žebra dolů a svaly břišní stěny, jejichž kontrakce vede ke zvýšení intraabdominálního tlaku, čímž tlačí bránici vzhůru do dutiny břišní. [23, 19]

K výměně kyslíku a oxidu uhličitého mezi alveolárním vzduchem a krví protékající plicními kalipárami dochází pomocí difúze. Složení alveolárního vzduchu se od atmosférického liší, rozdíl vzniká z několika příčin:

- Při vdechu se vzduch v dýchacích cestách ohřívá a sytí vodní párou, proto se celkový tlak plynů v alveolárním vzduchu snižuje a úměrně tomu se snižují i parciální tlaky jednotlivých plynů vzduchu, které do alveolů přichází.
- Vzduch při nádechu přichází do alveolů z mrtvého prostoru, který má nižší obsah kyslíku a vyšší obsah oxidu uhličitého než atmosférický vzduch.
- Kyslík trvale difunduje z alveolů do krve plicních kapilár.
- Oxid uhličitý naopak trvale difunduje z krve do alveolů.

	pO_2	pCO_2	pN_2	pH_2O
Atmosférický vzduch (kPa)	21	0,04	79	0
Alveolární vzduch (kPa)	13,3	5,3	76	6,3

Tab. 3.1: Parciální tlaky plynů a vodní páry v atmosférickém a alveolárním vzduchu, dle [23].

Na konci klidového výdechu zůstává v plicích reziduální objem, který u dospělého člověka činí přibližně 2200 ml. Při dechovém cyklu se tedy vyměňuje pouze 350 ml vzduchu, což je objem, který zastoupení i parciální tlaky jednotlivých plynů nijak

značně neovlivní. Proto je složení alveolárního vzduchu za normálních podmínek konstatní. [23]

3.2 Plicní objemy a kapacity

U spirometrie se měří dechové objemy vzduchu. Součet několika objemů se nazývá kapacita. Kapacity pomocí spirometrů nezjistíme, jsme si je schopni pouze dopočítat. Statické objemy jsou ty, které může pacient nadechnout a vydechnout při klidovém dýchání. Při usilovných manévrech se jedná o objemy dynamické.

Plicní objemy a kapacity jsou závislé na věku, výšce, pohlaví, rase, hmotnosti, fyzické kondici i na poloze vyšetřovaného. [18, 10]

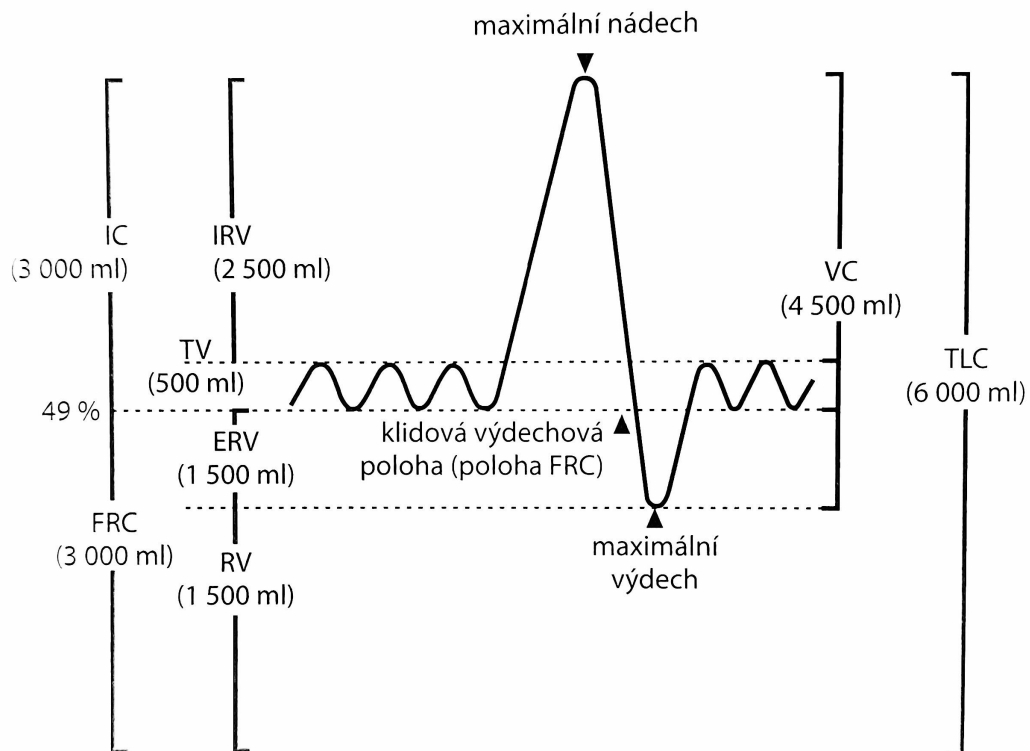
3.2.1 Statické

U těchto parametrů není sledován vývoj v čase. Měří se při pomalých manévrech a nezávisí na síle výdechu. Mezi statické parametry, které se většinou měří spirometricky patří 4 objemy a 4 kapacity:

- Dechový objem (VT) - udává hodnotu klidového nádechu nebo výdechu a je roven u dospělého člověka 0,5 l.
- Inspirační rezervní objem (IRV) - objem, který lze ještě nadechnout po normálním nádechu, jeho hodnota činí asi 3 l.
- Expirační rezervní objem (ERV) - objem, který lze vydechnout po normálním výdechu, činí asi 1 l.
- Reziduální objem (RV) - objem vzduchu, který zůstává v plicích po maximálním výdechu, činí asi 1,2 l.
- Inspirační kapacita (IC) - objem rovný maximálnímu nádechu po ukončeném klidovém výdechu. U dospělého muže činí přibližně 3,5 l.
- Funkční reziduální kapacita (FRC) - objem vzduchu, který zůstává v plicích po klidovém výdechu, určuje tedy klidový stav hrudníku, činí 2,3 l.
- Vitální kapacita plic (VC) - lze určit součtem výše zmíněných objemů, je to maximální objem vzduchu, který lze nadechnout nebo vydechnout. U mladých mužů činí 4,6 l.
- Celková kapacita plic (TLC) - celkový objem plic, který můžeme zjistit jako součet vitální kapacity a reziduálního objemu. U mladých mužů činí přibližně 5,8 l.

Pomocí spirometru si však nejsme schopni určit FRC a TLC, ty si musíme pomocí naměřených parametrů dopočítat. Ani reziduální objem si nejsme schopni změřit prostou spirometrií. Měří se pomocí celotělové pletysmografie, kdy ho vypočítáme

pomocí známého množství vdechnutého plynu a jeho změřené koncentrace ve vydechovaném vzduchu. [18, 9]



Obr. 3.2: Dechové objemy [18].

3.2.2 Dynamické

U dynamických parametrů sledujeme vývoj v čase. Měřit můžeme objem nebo objem za určitý čas neboli průtok. Mezi dynamické parametry, které se dají měřit spirometricky řadíme:

- Usilovná vitální kapacita (FVC) - objem vzduchu, který lze po maximálním výdechu co nejprudčeji vydechnout.
- Jednosekundová vitální kapacita (FEV_1) - objem, který lze vydechnout za jednu sekundu od začátku výdechu, měří tedy rychlost výdechu.
- Střední výdechová rychlost (FEF_{25-75}) - objem vzduchu vydechnutý maximálním úsilím po maximálním výdechu za 1 sekundu, stanovuje se ze střední části křivky usilovného výdechu, a to mezi 25% a 75% FVC. Snížení tohoto paramteru je indikátorem obstrukce dýchacích cest. [9, 18, 23]

Plicní kapacity a objemy se mění při chorobách. Například u restričních onemocnění, jako je plicní fibróza, se hodnoty FEV_1 a FVC nemění, protože je omezeno

rozpětí alveolů a tím jsou všechny objemy a kapacity sníženy. U obstrukčních onemocnění, jako je například astma, se zužují dýchací cesty a dochází k poklesu FEV_1 a FEF_{25-75} . Protože jsou plicní objemy a kapacity závislé na věku, můžeme říct, že se s věkem postupně zvyšují hodnoty RV a FRC v důsledku poklesu pružnosti plic a snížené pohyblivosti hrudní stěny. Naopak VC, FVC, FEV_1 , FEF_{25-75} se snižují. [23]

3.3 Spirometry

Spirometry můžeme rozdělit na objemové a průtokové. Objemové spirometry se řadí mezi poměrně velká zařízení a jejich nevýhodou je nárůst koncentrace CO_2 mající vliv na některé měřené veličiny. Z tohoto důvodu se začalo využívat převážně průtokových spirometrů neboli pneumotachografů, jejichž principy měření jsou založeny na:

- měření proměnné tlakové ztráty
- měření ultrazvuku
- měření teploty

3.3.1 Pneumotachografy s proměnnou tlakovou ztrátou

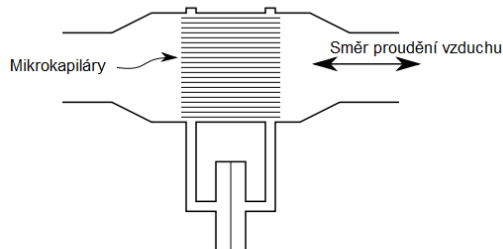
Jsou založeny na Hagen-Poiseuillově zákoně, který říká, že (při laminárním proudění) je pokles tlaku ΔP přímo úměrný proudění :

$$\Delta P = \frac{8 \cdot \mu \cdot L}{n \cdot \pi \cdot r^4} Q \quad (3.1)$$

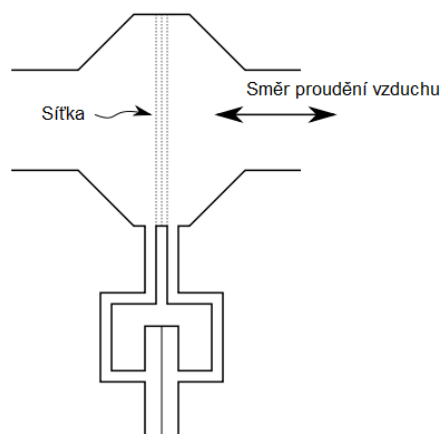
kde μ je dynamická viskozita kapaliny, L délka kapiláry, n počet kapilár a r poloměr kapiláry [22].

Do této skupiny skupiny řadíme dva typy pneumotachografů, které se liší provedením odporového pole. Fleishův pneumotachograf je tvořený polem paralelních kapilár o průměru 0,8 až 2 mm a délce cca 3 cm. Zahříváním cívky, která se nachází kolem zařízení, se zamezuje kondenzaci vlhkými plyny a dále napomáhá ke konstantnímu udržování teploty plynu. Výstupní signál také ovlivňuje složení plynu, teplota, vlhkost a atmosférický tlak, proto je nutné kalibrovat přístroj pro přesnou směs plynu a teplotu, která má být měřena. Druhým pneumotachografem, který patří do této skupiny je Silverman-Lilly, jehož pole je tvořeno drátěnou nebo plastovou sítí. Pro zabránění kondenzace se využívá zahřátí kovové gázy, která se nachází také v hlavě pneumotachografu.

Nevýhodou těchto pneumotachografů je určení velikosti hlavové jednotky, která by měla být přizpůsobena očekávanému průtoku. Pokud by byla zvolena moc velká,



Obr. 3.3: Fleishův pneumotachograf, převzato z [7].



Obr. 3.4: Silverman-Lilly pneumotachograf, převzato z [7].

mohlo by vzniknout turbulentní proudění, velmi malý tlakový signál a poměrně velký mrtvý prostor. [13]

Při měření budeme využívat pneumotachograf typu Silverman-Lilly. Vyšetřovaný pacient fouká do průtokové hlavice, která se skládá z plastového pouzdra, přes které je vháněn vzduch. Uprostřed průtokové hlavy se nachází jemná síťová mřížka. Poté, co je vzduch protlačen přes průtokovou hlavu, dochází k mírnému rozdílu mezi přední a zadní částí sítky. Čím větší proud vzduchu prochází sítkou, tím větší je tlakový rozdíl. Díky tomu můžeme měřit průtok vzduchu. Objem se potom zjišťuje integrací průtoku, jako funkce času. [30] Před samostatným vyšetřením je nutné změřit výšku a váhu vyšetřovaného. Samotné měření se provádí vsedě, s nosním klipem a dobře těsnícím náustkem [10].

Stavová rovnice ideálního plynu:

$$p \cdot V = n \cdot R \cdot T \quad (3.2)$$

Tato rovnice nám říká, že za různých podmínek zaujímá dané množství plynu různý objem. Objem plynu je přímo úměrný teplotě a nepřímo úměrný tlaku (látkové množství a univerzální plynová konstanta jsou pro daný plyn konstantní). Ve spirometrech se objem registruje za okolní teploty a tlaku vzduchu saturovaného vodní parou. V plicích je objem vzduchu za podmínek tělesné teploty a tlaku vzduchu saturovaného vodní parou. Protože se teplota a tlak liší, tak jsou spirometrické podmínky korigovány na skutečné hodnoty objemu vzduchu v plicích. Hodnoty, které naměříme pomocí spirometru, jsou většinou nižší než skutečný objem vzduchu v plicích. Důvodem je nižší teplota v prostředí, ve kterém je vyšetření prováděno, než



Obr. 3.5: Průtokový spirometr od společnosti Vernier.

je tělesná teplota a vzduch plně saturovaný vodní parou má v plicích vyšší parciální tlak, což vede ke zvětšení objemu vzduchu. Pro korekci se využívá korekčního faktoru, který bere v úvahu okolní teplotu a parciální tlak. [23]

3.3.2 Ultrazvukové pneumotachografy

Existují 3 typy ultrazvukových průtokoměrů, které jsou založeny na Dopplerově jevu, vírovém principu nebo principu měření doby letu mezi dvojicí snímačů, který je z těchto typů nejvyužívanější.

První typ založený na Dopplerově jevu pracuje na principu odrazu ultrazvukových vln od částic, přesněji řečeno bublin, proudících v proudu plynu. U tohoto typu je důležité, aby bylo v plynu rozptýleno dostatečné množství částic. [22]

Druhý typ snímá víry plynu generované tělesem umístěným v hlavě, kterou prochází proud plynu. Počet vytvořených vírů je úměrný průtoku. Pokud je v hlavě umístěno jen jedno těleso, které generuje víry, platí tento princip pouze pro jednosměrné proudění plynu. Může být však přidáno druhé těleso, aby byl systém obousměrný.

Třetí typ je založený na principu měření doby letu mezi dvěma snímači vyrobenými z piezoelektrického materiálu, umístěnými pod nenulovým úhlem ke směru proudění plynu. Snímače generují ultrazvukové signály střídavě proti a po proudu a každý z nich se chová střídavě jako vysílač nebo přijímač. Pokud jsou proud plynu a ultrazvukový signál ve stejném směru, dochází ke zvýšení rychlosti signálu. Pokud je signál proti směru proudění, jeho rychlost se snižuje. Průtok lze měřit na základě znalosti doby letu v obou směrech a vzdálenosti mezi snímači. Absolutní doba letu

je závislá na rychlosti zvuku v plynu a je ovlivněna složením plynu. Výhodou je, že měření neovlivňuje složení plynu, změna teploty, vlhkosti a tlaku. [6, 22]

3.3.3 Pneumotachografy s vyhříváním drátkem

Obsahují jeden nebo více platinových drátků, které jsou elektricky zahřívány. Princip je založený na měření ochlazování tohoto drátku pomocí proudícího plynu. Užívají se dva typy těchto pneumotachografů, a to s konstantní teplotou nebo s konstantním proudem.

Typ s konstantí teplotou využívá proudových změn, ke kterým dochází při nádechu nebo výdechu, kdy dochází k ochlazení drátku a poklesu jeho odporu.

Typ s konstantním proudem je založen na udržování elektrického proudu v drátku na konstantní hodnotě, teplota drátku závisí na průtoku plynu. Měření může být ovlivněno složením plynu a přítomností vodní páry u obou typů. [13, 22]

3.3.4 Turbínkové pneumotachografy

Jsou založeny na principu Wrightova respirometru, mechanickém průtokoměru, nebo spíše integrovaného objemového měřiče, který využívá rotace turbíny, kdy je jedna otáčka turbíny úměrná objemovému průtoku. Protože je to systém čistě mechanický, má velkou setrvačnost, která se ještě přidává ke setrvačnosti turbíny. Účinky setrvačnosti tak mohou vést při vysokých nebo naopak nízkých frekvencích dýchání ke špatným výsledkům. Pro snížení setrvačnosti byl mechanický systém nahrazen magnetickou spojkou s elektrickým měřítkem, který využívá Hallova jevu k počítání počtu otáček, reagující na velmi malé změny magnetického pole.

Turbínkové pneumotachografy mají ve středu hlavy malou turbínu, kterou prochází tok plynu. Tato turbína má několik lopatek, díky nimž se točí. Detekce rotace turbíny je optická, kdy lopatkami turbíny dochází k přerušování světelného paprsku, který svítí přes trubici. Světelný paprsek se převede na napětí úměrné průtoku a kontinuálně se odečítá. Rychlost turbíny je tedy přímo úměrná objemovému průtoku. Oproti Wrightovu respirometru má turbína menší hmotnost a tím i menší setrvačnost a odpor. Díky tomu je přesnější v širším rozsahu průtoků. [5, 6]

4 Pilotní měření s využitím systému Vernier

Vernier je firma, která se zaměřuje na celou řadu senzorů, softwarů a laboratorních knih, které se využívají jako výukové materiály ve školách. V praktické části budeme využívat tři přístroje od společnosti Vernier. Jedná se o EKG senzor, měřič krevního tlaku a spirometr. Sensory si připojíme k rozhraní LabPro také od Vernier a pomocí jejich softwaru Logger Lite zahájíme sběr dat. [31]

LabPro

LabPro je rozhraní pro sběr dat, které můžeme využívat jako samostatný záznamník. Lze k němu připojit až čtyři analogové senzory a dva senzory digitální, po jejichž připojení je LabPro schopné samo detekovat, o jaký senzor se jedná. Po připojení k počítači přes USB jsme pomocí softwaru Logger Pro nebo Logger Lite schopni zahájit sběr dat. Protože je LabPro schopno rozpoznat o jaký senzor se jedná, automaticky se v softwaru nastaví uživatelské rozhraní pro měření z daného senzoru. [27]



Obr. 4.1: Sensorové rozhraní LabPro.

NI myDAQ

NI myDAQ je měřicí karta neboli přenosné rozhraní pro sběr dat od společnosti *National Instruments*. Karta je napájena z počítače, ke kterému je připojena pomocí USB. Na kartu může být připojen adaptér, pomocí něhož mohou být připojeny senzory od společnosti Vernier. Adaptér obsahuje dva konektory pro analogové

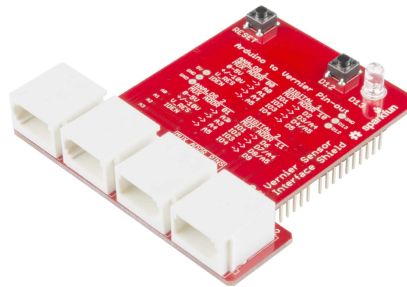
senzory a jeden pro digitální sensor. Analogové senzory vyžadují vstupní napětí 5 V a poskytují signál o velikosti 0-5 V. [26, 29]



Obr. 4.2: Měřicí karta NI myDAQ s adaptérem [29].

Vernier Arduino

Rozhraní Arduino od Vernier se přímo připojuje jako *shield* k platformě Arduino Uno, přesněji na její horní část. Toto rozhraní umožňuje připojit dva analogové a dva digitální senzory od společnosti Vernier.

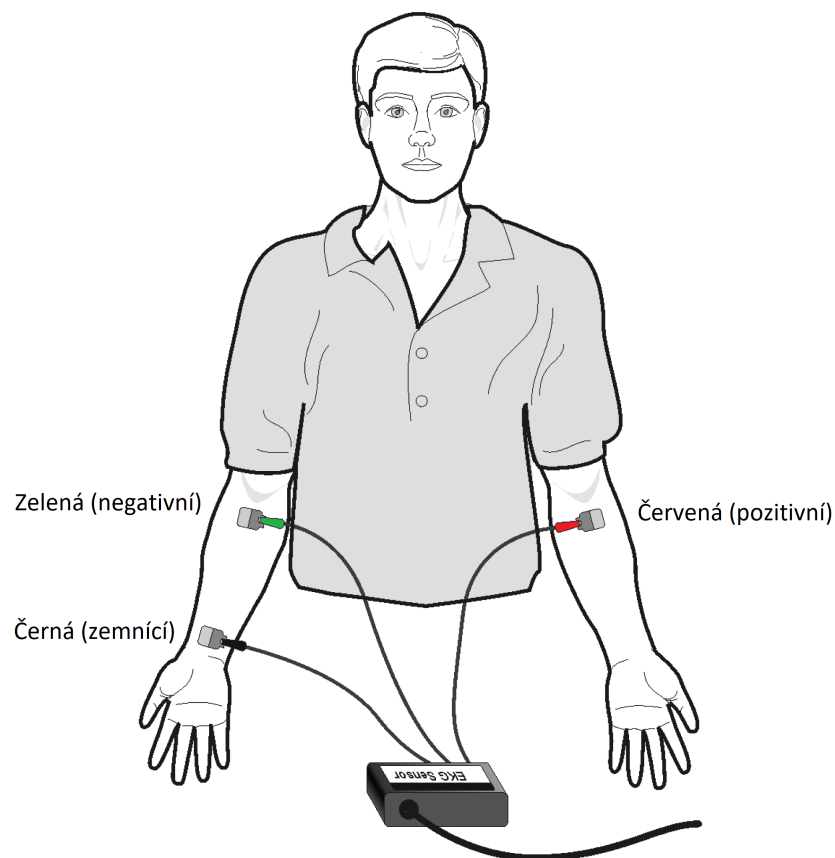


Obr. 4.3: Vernier Arduino.

4.1 EKG senzor

EKG senzor využívá k měření tři elektrody. První elektroda se lepí na pravé zápěstí, kam se připojí černá neboli referenční svorka. Druhá elektroda přijde na vnitřní stranu pravého lokte a připojí se zelená neboli záporná svorka. Třetí elektroda patří

na vnitřní stranu levého lokte a připojí se svorka červená neboli kladná. Zapojení je znázorněno na obrázku 4.4. Zelená a červená svorka jsou připojené k diferenčnímu



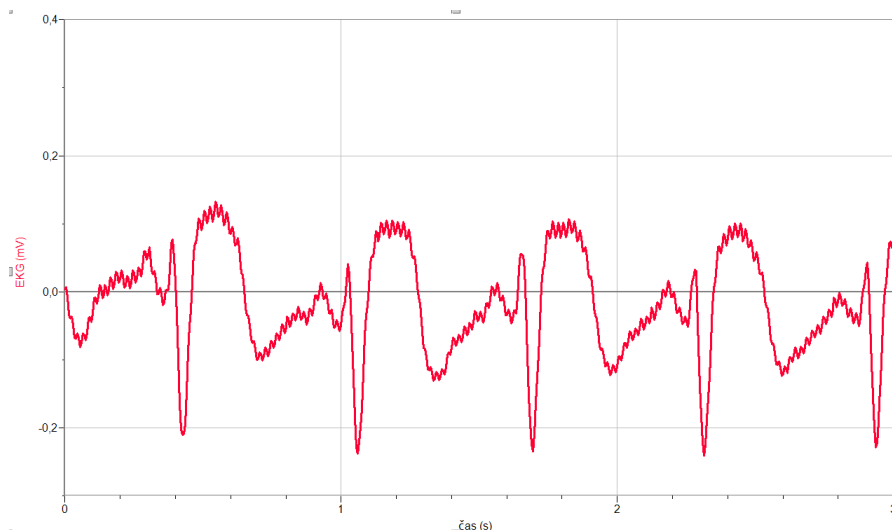
Obr. 4.4: Zapojení elektrod, převzato z [24].

zesilovači, jehož obvod je izolován od výstupního obvodu, který posílá informaci do softwaru. Díky tomu je zařízení bezpečné pro používání. Na získaná data se poté automaticky aplikuje digitální filtr. Získaná data můžeme vidět na obrázku 4.5. Specifikace přístroje: [25]

- Offset: 1.00 V (± 0.3 V)
- Zisk: 1 mV potenciál povrchu těla / 1 V výstup senzoru
- Standardní vzorkovací frekvence: 250 Hz

4.2 Snímač krevního tlaku

Snímač krevního tlaku pracuje na základě oscilometrické metody, je tedy schopen zaznamenávat oscilace tepny, které se přenáší do manžety. Ze získaného tlaku v



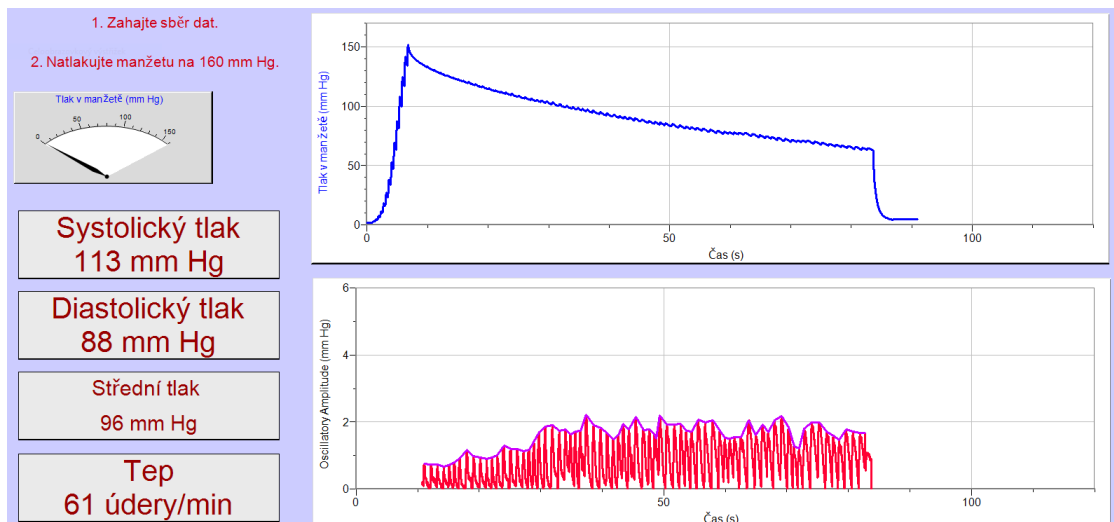
Obr. 4.5: Ukázka EKG záznamu.

manžetě je vypočítáván krevní tlak. Samostatný výpočet systolického a diastolického tlaku zajišťuje software v počítači od daného výrobce.

Snímač obsahuje tenkou membránu prohýbající se s měnícím se tlakem, to způsobuje změnu výstupního napětí, které je přepočteno na mmHg. Po připojení snímače k rozhraní obtočíme manžetu kolem paže vyšetřovaného, přibližně 2 cm nad loktem. Gumové hadičky vystupující z manžety by měly být umístěny nad bicepsovým svalem neboli pažní tepnou. Během měření by vyšetřovaný měl být v klidu, aby nedocházelo k pohybu paže, což by vedlo k rušení signálu. Měření zahájíme nafouknutím manžety na tlak kolem 160 mmHg. Software nám zobrazí hodnoty systolického i diastolického tlaku, středního arteriálního tlaku a tepovou frekvenci. Senzor vytváří výstupní napětí, které se lineárně mění s tlakem naměřeným v manžetě. Obsahuje speciální obvody pro minimalizaci chyb způsobených změnami teploty a filtrační obvod upravující signál z tlakového převodníku. [28]

Specifikace přístroje:

- Doba odezvy: 1 ms
- Rozsah tlaku: 0 mmHg až 258 mmHg
- Maximální tlak bez trvalého poškození: 1550 mmHg
- Přesnost: ± 1 mmHg
- Kombinovaná linearita a hystereze: $\pm 0,25$
- Teplotní kompenzace: -20 °C až 85 °C
- Kalibrační hodnoty: sklon 64,64 (mmHg/V), posun $-32,32$ (mmHg)
- Standartní vzorkovací frekvence: 100 Hz



Obr. 4.6: Naměřený tlak a oscilace.

4.3 Spirometr

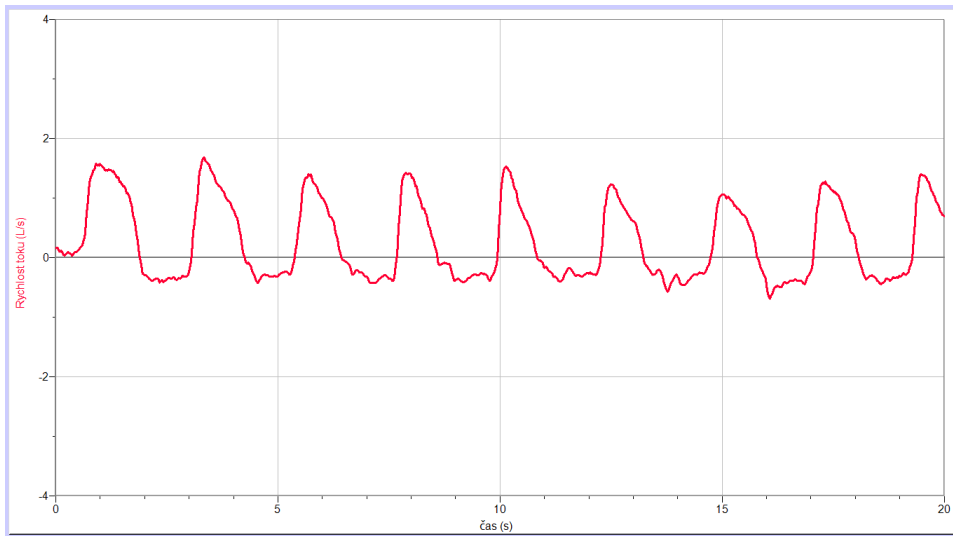
Spirometr lze použít k provádění různých experimentů souvisejících s průtokem vzduchu a objemem plic. Senzor se skládá z odnímatelné průtokové hlavice pro snadné čištění a sterilizaci a převodníku diferenciálního tlaku. Podle toho, jaký experiment provádí, si volíme kombinaci náustků, filtrů a průtokových hlavic. Vyšetřovaná osoba dýchá pouze ústy, může využít nosního klipu nebo si držet nos. Dýchá se přes jednorázový náustek na straně spirometru označené INLET. [30]

Specifikace přístroje:

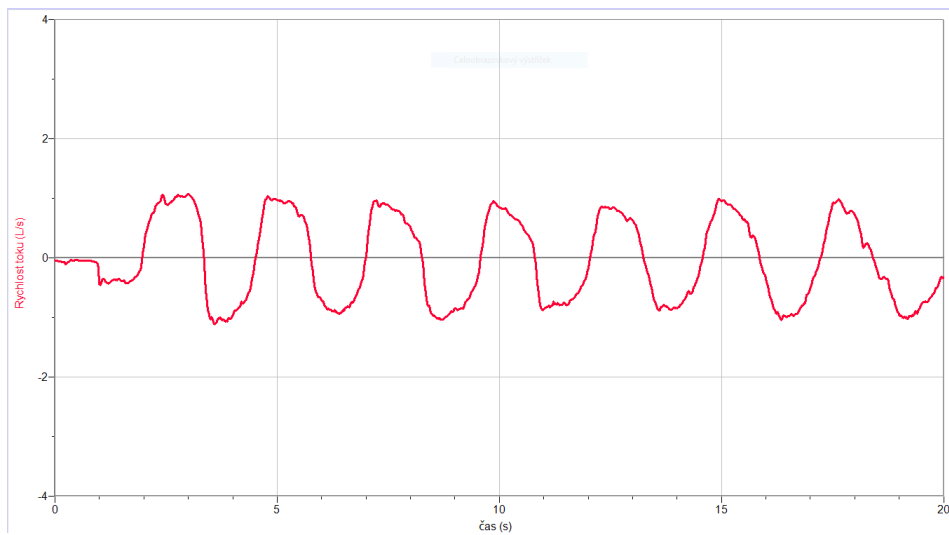
- Průtok: ± 10 L/s
- Mrtvý prostor: 93 mL
- Jmenovitý výkon: $60 \mu\text{V}/[\text{L}/\text{s}]$
- Kalibrační hodnoty: sklon $7,1869 (\text{L}/\text{s})/\text{V}$, posun $-17,9672 \text{ L}/\text{s}$
- Standardní vzorkovací frekvence: 50 Hz

Experiment, při kterém měřená osoba pouze vydechuje přes spirometr je vyobrazen na grafu 4.7. Byl využit jednorázový kartonový náustek připojený na průtokovou hlavu na straně označené INLET.

Výsledný graf experimentu, při kterém se měřená osoba přes spirometr nadechuje a vydechuje, je vyobrazen na 4.8. K měření byl využit jednorázový kartonový náustek a jednorázový bakteriální filtr, přes které vyšetřovaná osoba dýchá. Bakteriální filtr se připojuje na stranu průtokové hlavice označenou INLET a kartonový náustek se nasadí na bakteriální filtr.



Obr. 4.7: Graf závislosti průtoku na čase při expiriu.

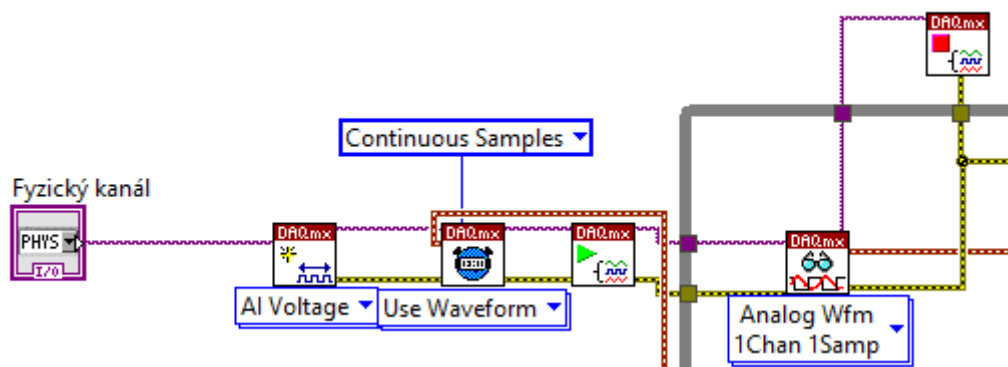


Obr. 4.8: Graf závislosti průtoku na čase při klidovém dýchání.

5 Zpracování v prostředí LabVIEW

LabVIEW je vývojové prostředí využívající grafický programovací jazyk vyvinutý společností *National Instruments*. Díky tomu, že se jedná o grafické prostředí, je LabVIEW ideální pro testování, měření, automatizaci, ovládání přístrojů, sběr dat a analýzu dat. Programové prostředí má podobu virtuálního přístroje (VI - *virtual instrument*), který se skládá z čelního panelu, blokového diagramu a ikony reprezentující funkce. Čelní panel slouží k zobrazení ovládacích prvků, složených z tlačítek a ovladačů, pomocí kterých může uživatel řídit průběh aplikace, zadávat parametry a získávat informace o výsledcích. Blokový diagram obsahuje kód pro VI a funkční prvky, které vykonávají jednotlivé operace. Obě složky jsou vzájemně propojeny. [1]

U všech plánovaných laboratorních úloh je signál snímán pomocí akviziční karty, která je znázorněna na Obr. 4.2. Načtení signálu probíhá u všech přístrojů stejným způsobem, avšak samotné zpracování signálu se liší. Základní princip akvizice dat je znázorněn na Obr. 5.1. Pro realizaci této funkce byly použity funkční bloky z knihovny *NI DAQmx*. Prvním blokem je *DAQmx Create Channel*, který slouží k vytvoření a konfiguraci měřicího kanálu, kde je vybrán fyzický kanál připojený k měřicímu přístroji. Následuje blok *DAQmx Timing*, v němž je nastaven režim kontinuálního měření vzorků. Pro spuštění měření je použit blok *DAQmx Start Task*, zatímco jeho zastavení zajišťuje blok *DAQmx Stop Task*. K načtení a ukládání signálu ze senzoru slouží poslední blok, *DAQmx Read*.

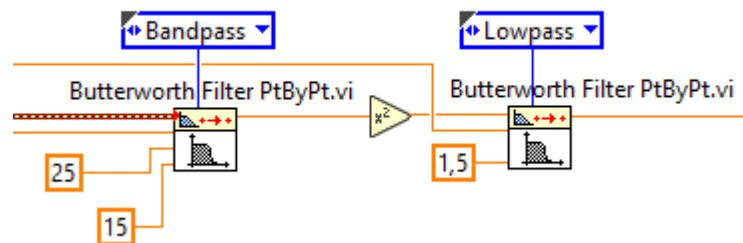


Obr. 5.1: Základní akvizice dat.

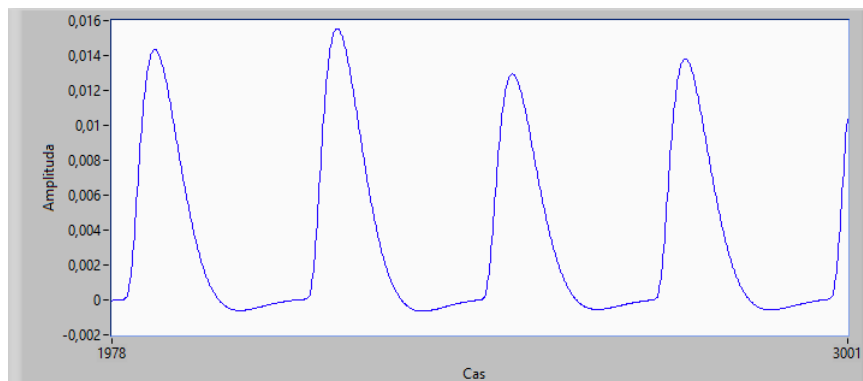
5.1 EKG

EKG signál je zpracováván v reálném čase v rámci *While loop* s využitím funkčních bloků *Point by point*. Zpracování signálu je inspirováno Pan-Tompkins algoritmem, který je široce využíván pro detekci QRS komplexů [17]. Signál je nejprve filtrován

pásmovou propustí k odstranění nepotřebných a rušivých složek signálu a zlepšení viditelnosti QRS komplexu. Poté je signál umocněn pro zvýraznění R vlny a následně opět filtrován dolní propustí pro vyhlazení signálu. Pro obě filtrace byl vybrán Butterworthův filtr, který má lineární fázovou charakteristiku. Obrázek 5.2 ukazuje proces filtrace signálu a 5.3 vyfiltrovaný signál.



Obr. 5.2: Filtrace EKG signálu.

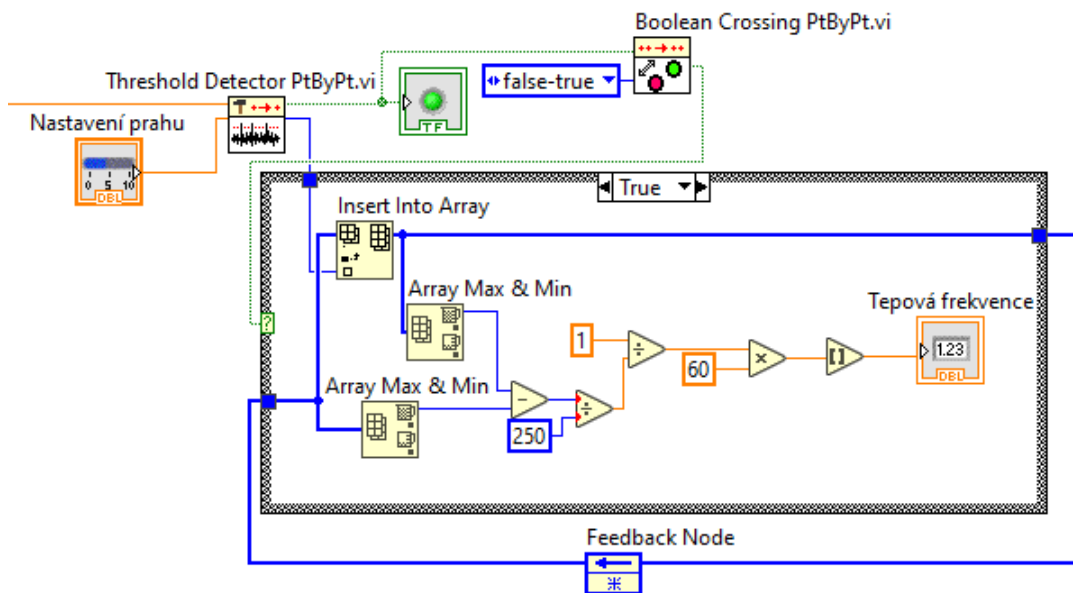


Obr. 5.3: Ukázka vyfiltrovaného EKG signálu.

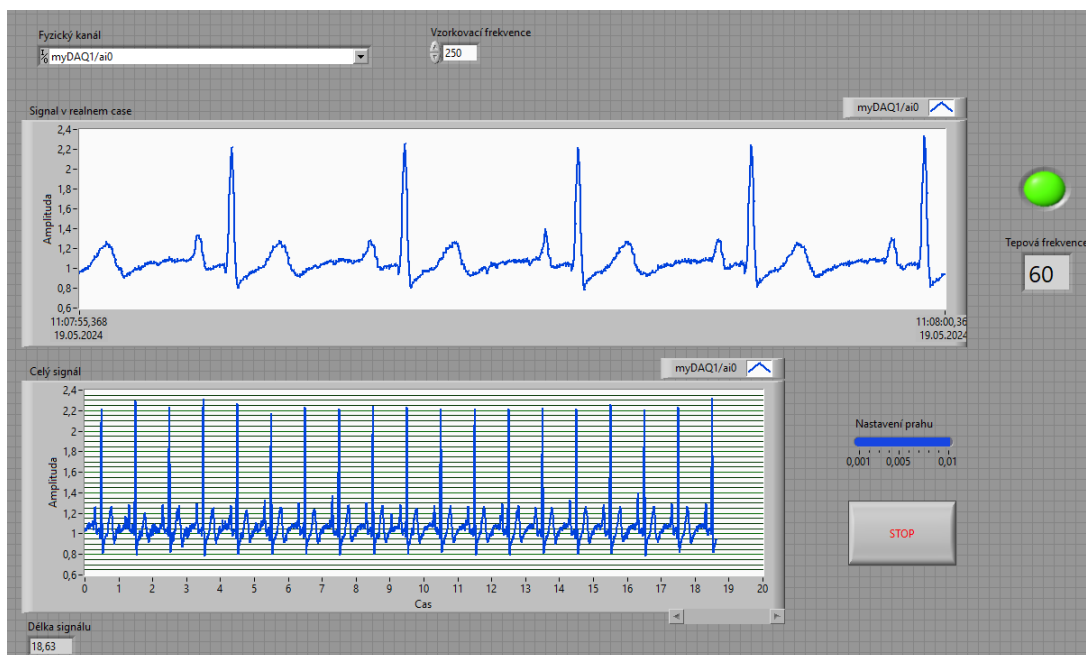
Detekce vrcholů je realizována pomocí bloku *Threshold detection*, kde je stanovena prahová hodnota. Pokud je vrchol úspěšně detekován, rozsvítí se LED dioda a detekovaná hodnota vrcholu vstupuje do podmínky *Case structure*. Pokud byl vrchol nalezený, změří se vzdálenost aktuálního vrcholu od předchozího detekovaného vrcholu. Nalezená hodnota vzdálenosti je poté přepočítána na minutovou tepovou frekvenci. Obrázek 5.4 ilustruje proces detekce R vln a výpočtu tepové frekvence. Kvůli časové náročnosti lze laboratorní úlohu řešit i offline na konečném úseku signálu.

Na Obr. 5.5 a Obr. 5.6 je znázorněn čelní panel uživatelského rozhraní. Při měření tepové frekvence byl využitý EKG simulátor, který umožňuje simulovat tepovou frekvenci o 60 nebo 130 tepech za minutu.

Na Obr. 5.7 je ukázka měření tepové frekvence na snímané osobě pomocí končetinových elektrod.

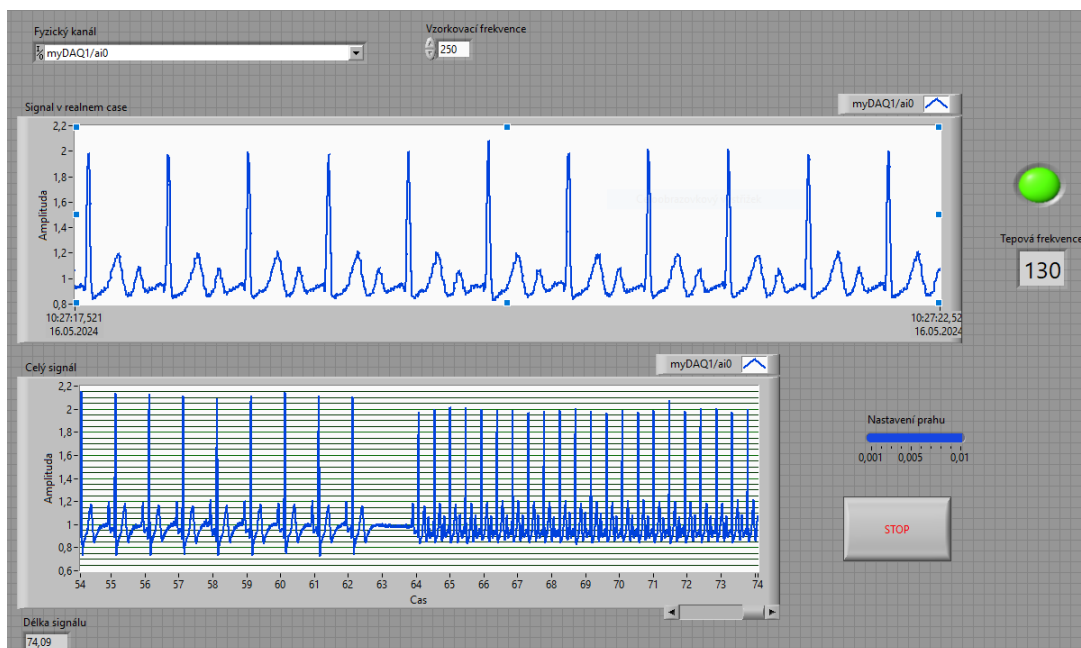


Obr. 5.4: Detekce R vlny a výpočet tepové frekvence.

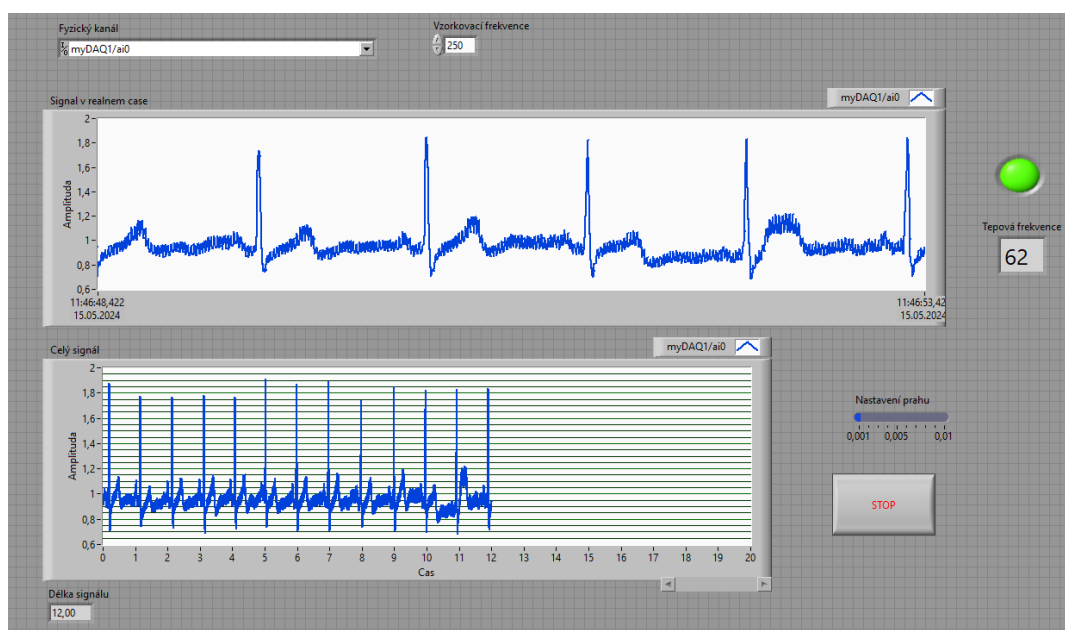


Obr. 5.5: Ukázka čelního panelu - EKG simulátor nastavený na 60 tepů za minutu.

Kompletní zadání laboratorního cvičení měření tepové frekvence se nachází v příloze A.



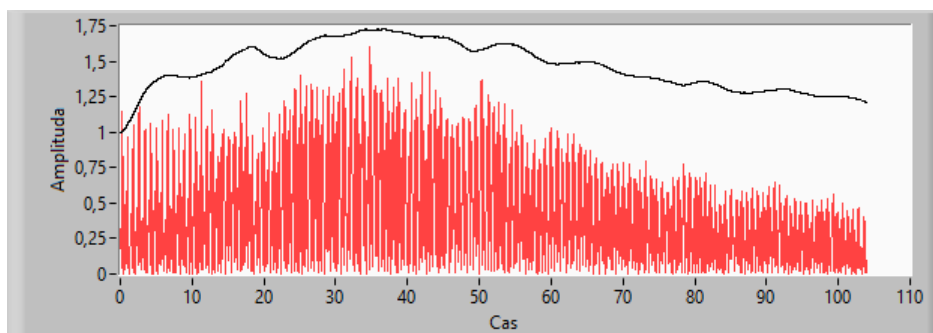
Obr. 5.6: Ukázka čelního panelu - EKG simulátor nastavený na 130 tepů za minutu.



Obr. 5.7: Ukázka čelního panelu měření tepové frekvence.

5.2 Krevní tlak

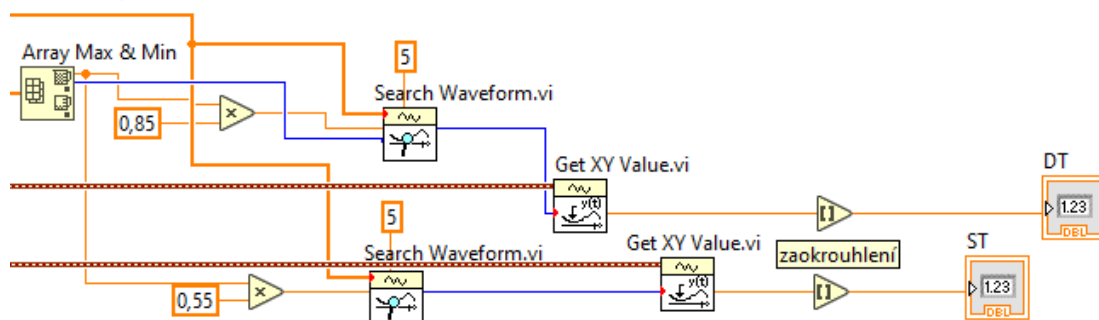
Signál pro výpočet krevního tlaku se zpracovává offline. Ovšem než se přejde do offline části, musí být surový napěťový signál přepočítán na mmHg, dle kalibračních hodnot uvedených v kapitole 4.2, a ošetřené ukončení měření. Měření se ukončí pokud by byla délka signálu větší než 2 minuty, pokud je hodnota tlaku v manžetě



Obr. 5.8: Obálka oscilačního signálu, posunuta o 1.

menší než 65 mmHg nebo pokud se klikne na tlačítko STOP. Samotné zpracování začíná oříznutím signálu tak, aby byla odstraněna část nafukování manžety pomocí bloku *Get Waveform Subset*. Dále je odstraněn sestupný trend pomocí funkčního bloku *Detrend*. Z detrendovaného signálu v absolutní hodnotě je zjištěna hodnota maximální oscilace, která odpovídá střednímu arteriálnímu tlaku. V dalším kroku je vytvořena obálka Butterworthovým filtrem typu dolní propust.

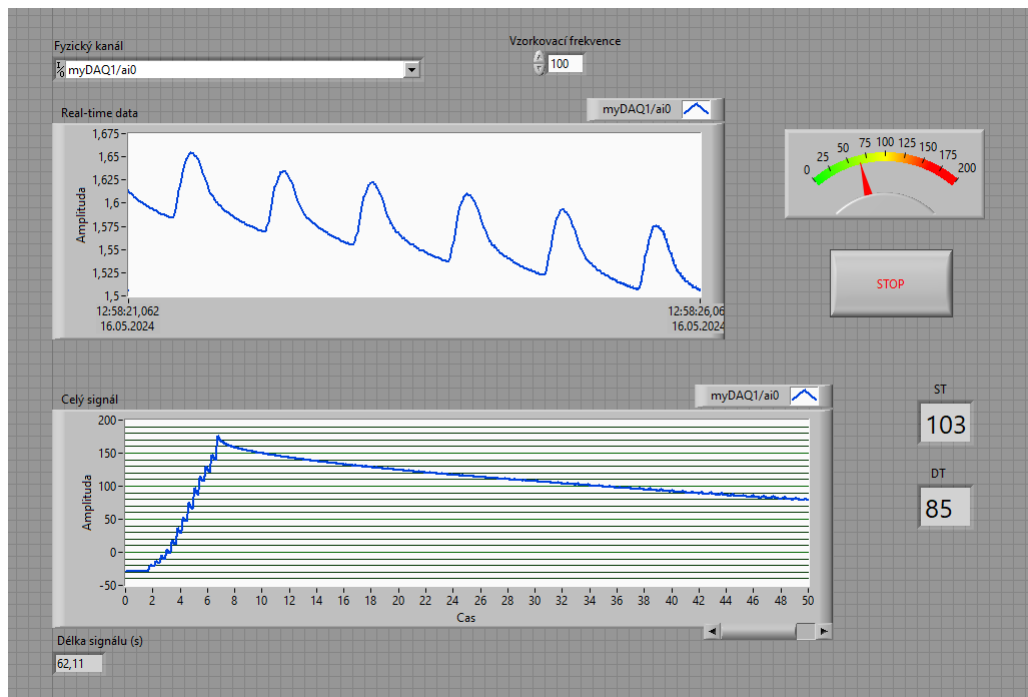
Pomocí této obálky jsou na základě hodnoty středního tlaku dopočítány hodnoty systolického a diastolického tlaku, jak je vidět na Obr.5.9.



Obr. 5.9: Výpočet systolického a diastolického tlaku.

Na Obr. 5.10 je znázorněný čelní panel měření krevního tlaku. Naměřená hodnota systolického tlaku je nižší než by odpovídalo fyziologické hodnotě, zatímco hodnota diastolického tlaku je naopak vyšší. Tato odchylka může být způsobena nevhodnou velikostí manžety použité při měření. Tento signál byl měřený na úzké ruce pomocí velké manžety, což může být příčinou těchto hodnot.

Kompletní zadání laboratorního cvičení měření krevního tlaku se nachází v příloze B.

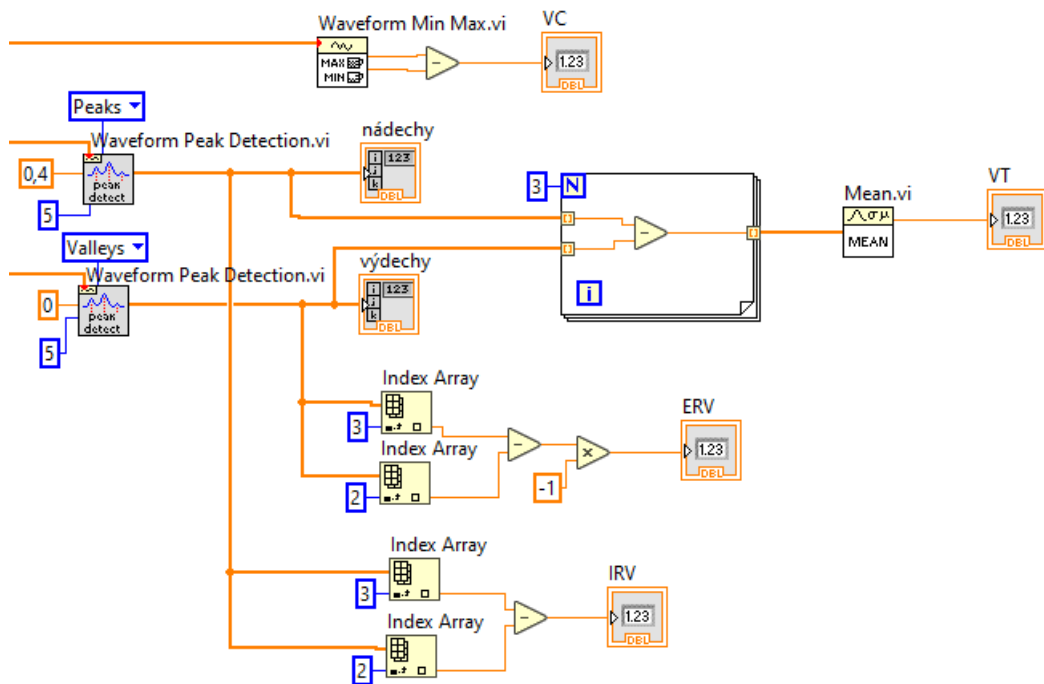


Obr. 5.10: Ukázka čelního panelu měření krevního tlaku.

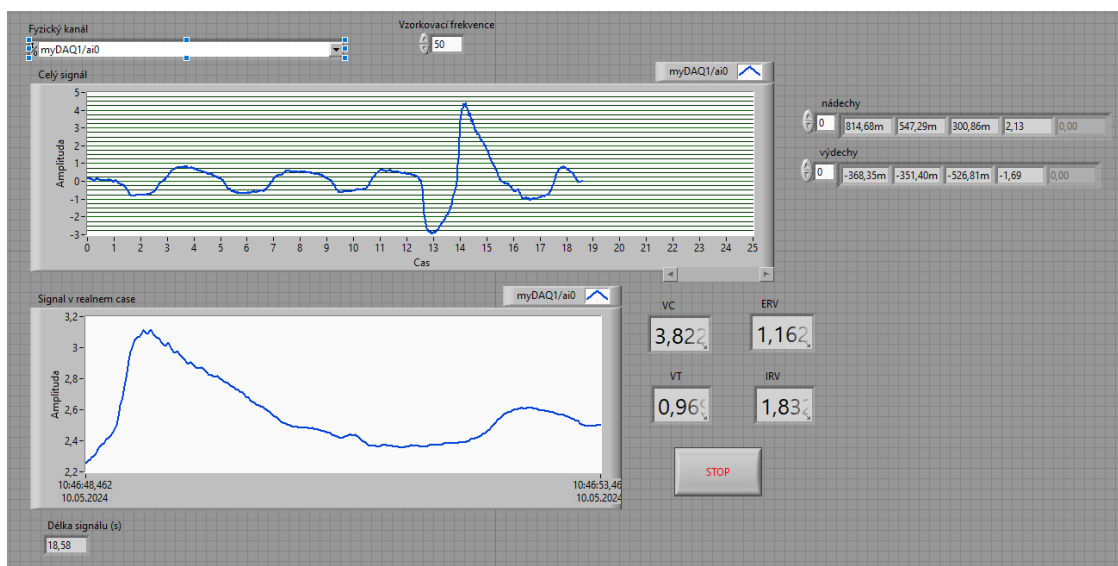
5.3 Spirometrie

Signál je naměřený dle navrženého protokolu. V tomto případě se jednalo o 3 nádechy a výdechy, po kterých následoval maximální nádech a výdech. Tento signál je tedy zpracováván offline, stejně jako to bylo u zpracování krevního tlaku. Naměřený signál je dle kalibračních hodnot, které jsou uvedeny v kapitole 4.3, převeden na průtok neboli na l/s. Aby však byla hodnota výsledných objemů a kapacit v litrech, je potřeba signál integrovat. Integrace byla provedena pomocí bloku *Integral $x(t)$* . Následně je signál filtrován dolní propustí, aby byl odstraněn vysokofrekvenční síťový šum. Z rozdílu maximální a minimální hodnoty signálu je zjištěna vitální kapacita. Na vyfiltrovaném signálu probíhá detekce vrcholů pomocí funkčního bloku *Waveform Peak Detection*, jejichž hodnoty amplitudy se rovnají nádechům a výdechům. Pomocí *For loop* je spočítán průměrný dechový objem. Na základě indexace nádechů a výdechů jsou dopočítány ERV a IRV. Výpočet těchto objemů je vyobrazen na Obr. 5.11.

Kompletní zadání laboratorního cvičení měření dechových objemů se nachází v příloze C.



Obr. 5.11: Výpočet dechových objemů.



Obr. 5.12: Ukázka čelního panelu spirometrického měření.

Závěr

Tato bakalářská práce se zabývala návrhem postupů měření ve vývojovém prostředí LabVIEW pro tři laboratorní cvičení s využitím EKG senzoru, snímače krevního tlaku a spirometru od společnosti Vernier. V literární rešerši byla shrnuta fyziologie lidského těla, metody měření a případné zpracování a analýza signálu. Praktická část zahrnovala tvorbu a ověření měřících protokolů, které jsou připojeny v přílohách práce.

Pilotní měření, které sloužilo pro seznámení s přístroji, probíhalo pomocí rozhraní LabPro od společnosti Vernier v softwaru LoggerLite.

Navržené protokoly pro laboratorní cvičení byly úspěšně vytvořeny a otestovány. Tyto materiály umožňují studentům praktický nácvik a lepší porozumění softwarovému zpracování základních diagnostických metod, jako je elektrokardiografie, měření krevního tlaku a spirometrie.

Zpracování EKG signálu probíhalo v reálném čase, nicméně v laboratorních cvičeních bude měření tepové frekvence kvůli časové náročnosti probíhat offline. Zpracování bylo založeno na detekci R vln, jejichž rozdílem vzdáleností byla vypočítána tepová frekvence. Zpracování krevního tlaku probíhalo offline, výpočet systolického a diastolického tlaku byl proveden na oříznutém detrendovaném signálu pomocí středního arteriálního tlaku. Zpracování spirometrické křivky probíhalo také offline, podle předem zvoleného měřícího protokolu. U některých měření se vyskytly problémy, u EKG s jednorázovými elektrodami, které se občas špatně přichytávaly k pokožce, což ovlivňovalo kvalitu signálu. U měření krevního tlaku byl problém s manžetou, která má pouze jednu velikost a na užších pažích docházelo k podhodnocování výsledků.

Práce také poukázala na určité nevýhody používání LabVIEW ve výukových cvičeních. Přestože LabVIEW nabízí výkonné nástroje pro sběr a analýzu dat, práce s ním může být obtížná pro studenty bez předchozích zkušeností s programováním v LabVIEW. Ve srovnání s jinými programovacími jazyky může být problém například s indexací nebo s implementací cyklů a podmínek.

Práce splnila dané cíle a potvrdila, že výukové kity od společnosti Vernier jsou vhodné pro vzdělávání v oblasti lékařské diagnostiky, kde si student může vyzkoušet práci s přístrojem a díky možnému propojení se systémem LabVIEW i následné softwarové zpracování. Navržené protokoly nejen usnadňují pochopení teoretických konceptů, ale také zlepšují praktické dovednosti studentů.

Literatura

- [1] BITTER, R.; MOHIUDDIN, T.; NAWROCKI, M.: *LabView advanced programming techniques*. Boca Raton: CRC Press, druhé vydání, c2007, ISBN 978-0-8493-3325-5.
- [2] Branko G. CELLER, P. N. L. E. A., Ahmadreza ARGHA; PUCCI, G.: Novel methods of testing and calibration of oscillometric blood pressure monitors. *PLOS ONE*, ročník 13, č. 8, 2018-8-6, ISSN 1932-6203, doi:10.1371/journal.pone.0201123.
- [3] CHMELAŘ, M.: *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: CERM, 1995, ISBN 80-85867-63-x.
- [4] CLARK, J. W.; NEUMAN, M. R.; NIMUNKAR, A. J.; aj.: *Medical instrumentation*. Hoboken: Wiley, fifth edition vydání, [2020]., ISBN 978-1-119-45733-6.
- [5] DAVEY, A. J.; DIBA, A.: *Ward's Anaesthetic Equipment*. Elsevier Health Sciences, 6 vydání, 2012, ISBN 9780702048784.
- [6] GILBEY, J. D.: Measurement of gas flow and volume. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 2023, ISSN 14720299, doi:10.1016/j.mpaic.2023.09.016.
- [7] JOHNSTON, R.: Pneumotach accuracy. 2014.
Dostupné z: <https://www.pftforum.com/blog/pneumotach-accuracy/>
- [8] KITTNAR, O.: *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, první vydání, 2011, ISBN 978-80-247-3068-4.
- [9] KLENER, P.: *Vnitřní lékařství*. Praha: Karolinum, třetí vydání, 2006, ISBN 80-7262-430-x.
- [10] KOCIÁNOVÁ, J.: [Spirometry - basic examination of the lung function]. *Vnitřní lékařství*, ročník 63, č. 11, 2018: s. 889–894, ISSN 0042773X.
Dostupné z: <https://eds.p.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=5&sid=15ed6624-219c-4c6d-91dc-e80e7ada4046%40redis>
- [11] KUMAR, R.; DUBEY, P.; ZAFER, A.; aj.: Past, present and future of blood pressure measuring instruments and their calibration. *Measurement*, ročník 172, 2021, ISSN 02632241, doi:10.1016/j.measurement.2020.108845.
- [12] KUMAR, S.; YADAV, S.; KUMAR, A.: Oscillometric Waveform Evaluation for Blood Pressure Devices. *Biomedical Engineering Advances*, ročník 4, 2022, ISSN 26670992, doi:10.1016/j.bea.2022.100046.

- [13] MANDAL, N.: Respirometers including spirometer, pneumotachograph and peak flow meter. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, ročník 7, č. 1, 2006: s. 1–5, ISSN 14720299, doi:10.1383/anes.2006.7.1.1.
- [14] MORNSTEIN, V.: *Lékařská fyzika a biofyzika*. Brno: Masarykova univerzita, první vydání, 2018, ISBN 978-80-210-8984-6.
- [15] NĚMCOVÁ, H.: Měření krevního tlaku. *Interní medicína pro praxi*, , č. 9, 2006, ISSN 1212-7299.
- [16] O'ROURKE, R. A.; WALSH, R. A.; FUSTER, V.: *Kardiologie*. Praha: Grada, první vydání, 2010, ISBN 978-80-247-3175-9.
- [17] PAN, J.; TOMPKINS, W. J.: A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, ročník BME-32, č. 3, 1985: s. 230–236, doi:10.1109/TBME.1985.325532.
- [18] ROKYTA, R.: *Fyziologie*. Praha: Galén, třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství galén) vydání, [2016], ISBN 978-80-7492-238-1.
- [19] ROSINA, J.: *Biofyzika*. Praha: Grada, vyd. 1 vydání, 2013, ISBN 978-80-247-4237-3.
- [20] ROZMAN, J.: *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, vyd. 1 vydání, 2006, ISBN 80-200-1308-3.
- [21] SADHUKHAN, D.; MITRA, M.: R-Peak Detection Algorithm for Ecg using Double Difference And RR Interval Processing. *Procedia Technology*, ročník 4, 2012: s. 873–877, ISSN 22120173, doi:10.1016/j.protcy.2012.05.143.
- [22] SCHENA, E.; MASSARONI, C.; SACCOMANDI, P.; aj.: Flow measurement in mechanical ventilation. *Medical Engineering & Physics*, ročník 37, č. 3, 2015: s. 257–264, ISSN 13504533, doi:10.1016/j.medengphy.2015.01.010.
- [23] SLAVÍKOVÁ, J.; ŠVÍGLEROVÁ, J.: *Fyziologie dýchání*. Praha: Karolinum, první vydání, 2012, ISBN 978-80-246-2065-7.
- [24] VERNIER: Analyzing the Heart with EKG.
Dostupné z: https://www.vernier.com/experiment/hp-a-12_analyzing-the-heart-with-ekg/
- [25] VERNIER: EKG Sensor.
Dostupné z: <https://www.vernier.com/files/manuals/ekg-bta/ekg-bta.pdf>

- [26] VERNIER: What is myDAQ.
Dostupné z: <https://www.ni.com/cs-cz/shop/engineering-education/portable-student-devices/mydaq/what-is-mydaq.html>
- [27] VERNIER: Vernier LabPro, 2013.
Dostupné z: <https://www.vernier.com/files/manuals/labpro.pdf>
- [28] VERNIER: Blood Pressure Sensor, 2014.
Dostupné z: <https://www.vernier.cz/katalog/manualy/en/bps-bta.pdf>
- [29] VERNIER: Vernier myDAQ Adapter, 2014.
Dostupné z: <https://www.vernier.com/files/manuals/bt-mdaq.pdf>
- [30] VERNIER: Spirometer, 2015.
Dostupné z: <https://www.vernier.com/files/manuals/spr-bta.pdf>
- [31] VERNIER: The Vernier Story. 2022.
Dostupné z: <https://www.vernier.com/about-us/the-vernier-story/>

Seznam symbolů a zkratek

EKG	elektrokardiografie
ERV	expirační rezervní objem
FEF_{25-75}	střední výdechová rychlost
FEV_1	jednosekundová vitální kapacita
FRC	funkční reziduální kapacita
FVC	usilovná vitální kapacita
IC	inspirační rezervní kapacita
IRV	inspirační rezervní objem
RV	reziudální objem
TLC	celková kapacita plic
VC	vitální kapacita plic
VT	dechový objem

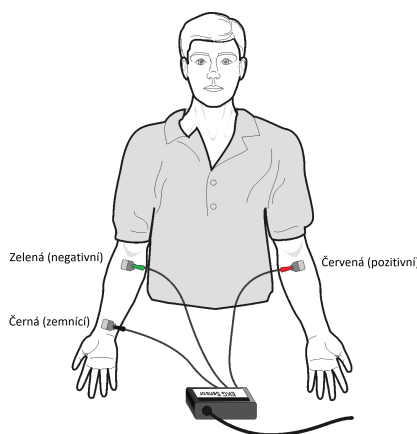
Seznam příloh

A	Zadání laboratorního cvičení měření tepové frekvence	48
B	Zadání laboratorního cvičení měření krevního tlaku	50
C	Zadání laboratorního cvičení měření dechových objemů	52

A Zadaní laboratorního cvičení měření tepové frekvence

Teoretický úvod:

Elektrokardiografie (EKG) je neinvazivní metoda na vyšetření elektrické aktivity srdce. Zaznamenává akční potenciály, které jsou snímány z povrchu těla. Tepová frekvence je míra srdečního tepu za jednotku času, obvykle udávaná v úderech za minutu (bpm). Tepová frekvence se může měnit v závislosti na fyzické aktivitě, stresu, emocionálním stavu a dalších faktorech. Základem měření tepové frekvence je detekce QRS komplexu, který je nejlépe viditelný ve frekvenčním rozsahu 5-25 Hz. Vzdálenost R-R je poté rovna tepové frekvenci. EKG senzor od společnosti Vernier využívá k měření tři elektrody, jejichž zapojení je znázorněno na obrázku:



Obr. A.1: Ukázka zapojení elektrod.

Zadání úkolu:

Pomocí EKG senzoru od společnosti Vernier a systému LabVIEW verze 2022 zjistíte tepovou frekvenci měřené osoby, přesnost ověřte na EKG simulátoru. Nejdříve proveďte odhad tepové frekvence offline neboli mimo while cyklus, pokud zbyde čas, můžete si zkusit měření v reálném čase.

Postup měření:

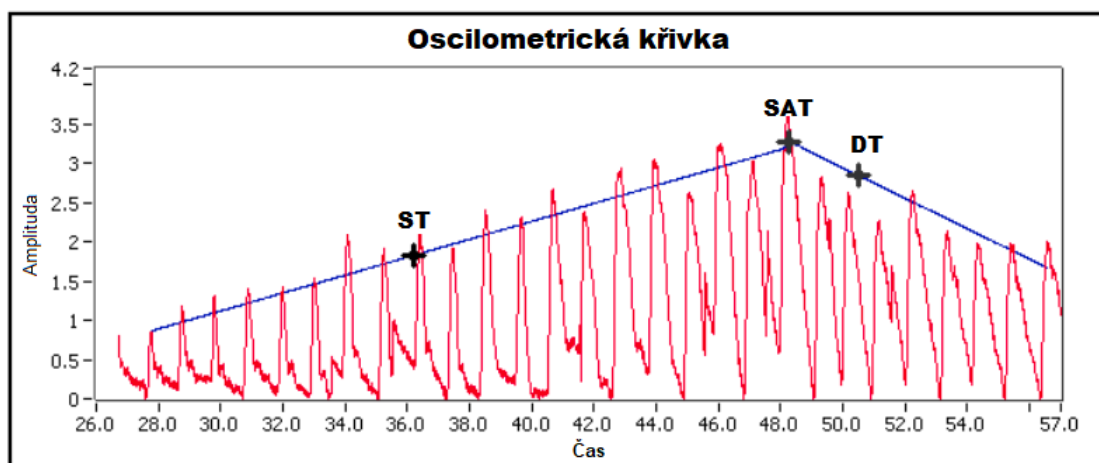
1. Otevřete si soubor s názvem 'ekg'. V tomto souboru se nachází skript se základní akvizicí dat.
2. Nastavte vzorkovací frekvenci na 250 Hz.
3. Dále vyberte fyzický kanál, ke kterému je EKG senzor připojený.
4. Po spuštění pomocí 'run' můžete vidět EKG signál v reálném čase.

5. Pomocí ctrl+e se přepněte do blokového diagramu, kde můžete začít programovat.
6. Můžete využít následující postup:
 - Filtrace signálu pomocí algoritmu: PP -> umocnění -> DP
 - Detekce vrcholů, můžete využít funkce Peak Detector nebo Threshold Detector.
 - Pomocí odčítání dvou po sobě jdoucích vrcholů vypočítat výslednou hodnotu tepové frekvence.

B Zadání laboratorního cvičení měření krevního tlaku

Teoretický úvod:

Oscilometrická metoda měření krevního tlaku využívá měření pulzů procházejících z tepen do tlakové manžety. Z naměřeného tlaku v manžetě se určuje hodnota středního arteriálního tlaku, jež odpovídá maximální hodnotě amplitudy. Hodnoty systolického a diastolického tlaku jsou poté dopočítány z hodnoty středního tlaku, kdy hodnota systolického tlaku odpovídá 0,5-0,6 středního tlaku a diastolického 0,8-0,85 středního tlaku. Systolický tlak je maximální tlak, kdy krev přitéká během systoly do arterií a nabývá tak maximálních hodnot. Diastolický tlak nastává, když je srdce uvolněné a udává se jako nejnižší hodnota tlaku.



Obr. B.1: Průběh oscilační křivky, převzato z [28].

Zadání úkolu:

Pomocí měřiče krevního tlaku od společnosti Vernier a systému LabVIEW verze 2022 zjistěte hodnoty systolického a diastolického tlaku.

Postup měření:

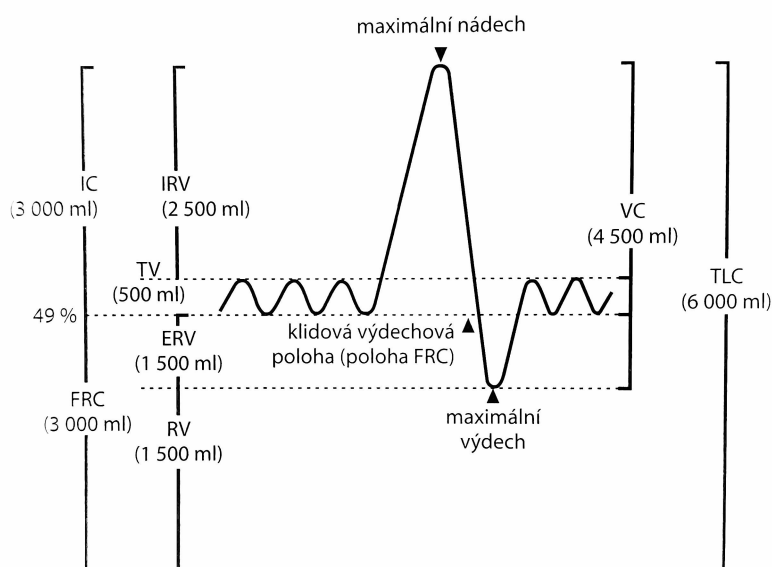
1. Otevřete si soubor s názvem 'MereniKT'. V tomto souboru se nachází skript se základní akvizicí dat a přepočtem z napětového výstupu na mmHg a podmínky ukončení měření.
2. Nastavte vzorkovací frekvenci na 100 Hz.
3. Dále vyberte fyzický kanál, ke kterému je měřič krevního tlaku připojený.
4. Po spuštění pomocí 'run' naměřte krevní tlak, měření se samo ukončí pod hodnotu 65 mmHg nebo po stisknutí tlačítka STOP.

5. Pomocí ctrl+e se přepněte do blokového diagramu, kde můžete začít programovat.
6. Můžete využít následující postup:
 - Oříznutí signálu na užitečnou část - odstranění nafukování manžety.
 - Odstranění sestupného trendu.
 - Zjištění středního arteriálního tlaku.
 - Vytvoření obálky pomocí filtru typu dolní propust.
 - Pomocí obálky a hodnoty středního tlaku dopočítány hodnoty systolického a diastolického tlaku.

C Zadání laboratorního cvičení měření dechových objemů

Teoretický úvod:

Spirometrie je metoda, která se využívá pro hodnocení plicních objemů. Posuzuje se mechanika dýchání, za pomoci pacienta. Slouží nám k odhalení poruchy ventilační funkce a stavu plicního parenchymu. Senzor, který budete využívat na cvičení se skládá z odnímatelné průtokové hlavice a převodníku diferenciálního tlaku. Vyšetřovaná osoba dýchá pouze ústy, může využít nosního klipu nebo si držet nos. Dýchá se přes jednorázový náustek na straně spirometru označené INLET.



Obr. C.1: Ukázka dechových objemů.

Zadání úkolu:

Pomocí spirometru od společnosti Vernier a systému LabVIEW verze 2022 zjistěte hodnoty dechového objemu, vitální kapacity, inspiračního rezervního objemu a expiračního rezervního objemu.

Postup měření:

1. Otevřete si soubor s názvem 'Spirometrie'. V tomto souboru se nachází skript se základní akvizicí dat a přepoččet z napěťového výstupu na litry/sekundu.
2. Nastavte vzorkovací frekvenci na 50 Hz.
3. Dále vyberte fyzický kanál, ke kterému je spirometr připojený.
4. Po spuštění pomocí 'run' začněte dýchat do spirometru - například tři klasické nádechy a výdechy, po kterých bude následovat maximální nádech a výdech.

5. Pro skončení měření stiskněte tlačítko STOP.
6. Pomocí ctrl+e se přepněte do blokového diagramu, kde můžete začít programovat.
7. Můžete využít následující postup:
 - Převedení naměřeného signálu z litrů/sekundu na objem.
 - Z rozdílu maximální a minimální hodnoty určete vitální kapacitu.
 - Ze zbylých nádechů a výdechů určete průměrný dechový objem - lze využít for cyklu.
 - Pro určení inspiračního a expiračního rezervního objemu můžete využít indexaci.