



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

**Variabilita pletysmografické křivky v závislosti na dechovém
cyklu**

Plethysmography curve variability depending on the breath cycle

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: Ing. Veronika Ráfl Huttová

Dominik Čížek

Kladno 2022

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Čížek** Jméno: **Dominik** Osobní číslo: **492247**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Variabilita pletysmografické křivky v závislosti na dechovém cyklu

Název bakalářské práce anglicky:

Plethysmography curve variability depending on the breath cycle

Pokyny pro vypracování:

Analyzujte variabilitu pletysmografické křivky v závislosti na dechovém cyklu. Navrhněte a proveďte sadu experimentů na zdravých dobrovolnících, které umožní získání simultánního záznamu pletysmografické křivky, dechové frekvence měřené impedančně z EKG svodů a dechové frekvence a dechového objemu měřené spirometrií při různých dechových frekvencích a dechových objemech včetně simulace apnoické pauzy. Z naměřených dat analyzujte možnosti měření dechové frekvence, dechového objemu a detekce apnoické pauzy z pletysmografické křivky ve srovnání s impedančním a spirometrickým měřením.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Amal Jubran, Pulse oximetry, Critical Care, ročník 19, číslo 1, 2015
- [2] John G. Webster, Encyclopedia of medical devices and instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [3] Erwan L'Her, Photoplethysmographic determination of the respiratory rate in acutely ill patients: validation of a new algorithm and implementation into a biomedical device, Annals of Intensive Care, ročník 9, číslo 1, 2019

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Veronika Ráfl Huttová

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Jakub Ráfl, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Variabilita pletysmografické křivky v závislosti na dechovém cyklu“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne 11. 5. 2022

.....

Dominik Čížek

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucí mé práce Ing. Veronice Ráfl Huttové a konzultantovi Ing. Jakubovi Ráflovi, Ph.D.

Tato bakalářská práce byla podpořena z projektu SGS22/202/OHK4/3T/17 ČVUT v Praze.

ABSTRAKT

Název práce: Variabilita pletysmografické křivky v závislosti na dechovém cyklu

Pulzní oxymetrie je neinvazivní optická diagnostická metoda, která se standardně využívá v klinické praxi. Pomocí pulzního oxymetru získáváme pletysmografickou křivku. Cílem této práce je zjistit variabilitu pletysmografické křivky v závislosti na dechovém cyklu. V rámci práce byl navržen experiment, který umožnil získání simultánního záznamu pletysmografické křivky pro její následnou analýzu. Bylo zjištěno, že dechový cyklus svojí frekvencí ovlivňuje pletysmografickou křivku, která v závislosti na dechové frekvenci mění svůj tvar. V reakci na to byly navrženy dvě metody pro získání konkrétní dechové frekvence z pletysmografické křivky, z nichž se obě ukázaly jako účinné. Dále byly navrženy dvě metody pro získání dechového objemu z pletysmografické křivky, z nichž se jedna ukázala jako neúčinná. Pro detekci apnoické pauzy byly také navrženy dvě metody, přičemž první metoda není příliš vhodná pro použití v klinické praxi. Druhá metoda však dokázala detekovat apnoi z pletysmografické křivky v porovnání se standardními metodami velmi rychle.

Klíčová slova

Pulzní oxymetr, pletysmografická křivka, dechový cyklus, dechový objem, apnoe

ABSTRACT

The title of the Thesis: Plethysmography curve variability depending on the breath cycle

Pulse oximetry is a non-invasive optical diagnostic method that is standardly used in clinical practice. Using a pulse oximeter, we obtain a plethysmography curve. This work is to determine the variability of plethysmography curves depending on the breath cycle. An experiment was designed within the work, which allows to obtain a simultaneous recording of a plethysmography curve for its subsequent analysis. It was found that the respiratory cycle with its frequency affects the plethysmography curve, which changes its shape depending on the respiratory rate. In response, two methods have been proposed to obtain a specific respiratory rate from a plethysmography curve, both of which have been shown to be effective. Furthermore, two methods were proposed to obtain tidal volume from plethysmography curves, one of which proved ineffective. Two methods have also been proposed for the detection of apnea break, the first method not being very suitable for use in clinical practice. However, the second method was able to detect apnea from plethysmography curves very quickly compared to standard methods.

Keywords

Pulse oximeter, plethysmography curve, respiration rate, respiratory volume, apnoea

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	9
1 Úvod	12
2 Přehled současného stavu.....	14
2.1 Měření dechové frekvence.....	18
2.2 Ovlivnění PPG dechovým objemem	24
2.3 Detekce apnoe z PPG	25
3 Cíle práce.....	26
4 Metody	27
4.1 Skupina dobrovolníků.....	27
4.2 Použité přístroje	27
4.3 Měření a záznam dat.....	30
4.4 Pilotní experimenty.....	31
4.4.1 První pilotní experiment	31
4.4.2 Druhý pilotní experiment	33
4.5 Měření na dobrovolnících.....	34
4.6 Metody pro zpracování dechové frekvence	37
4.6.1 Metoda detekce spektrální analýzou	37
4.6.2 Metoda detekce měřením šířky dechových vln	38
4.7 Metody pro zpracování dechového objemu.....	41
4.7.1 Metoda velikosti amplitudy pletysmografické vlny	41
4.7.2 Metoda velikosti změny dechové vlny	42
4.8 Metody pro zpracování detekce apnoe	43
4.8.1 Metoda detekce spektrální analýzou	44
4.8.2 Metoda detekce změnou amplitudy pletysmografické křivky.....	44
4.9 Statistické vyhodnocení dat	46
5 Výsledky.....	47
5.1 Analýza dechové frekvence spektrální analýzou a metodou šířky dechových vln	47
5.2 Analyzování dechového objemu	49
5.2.1 Celková výška pletysmografické křivky	49

5.2.2	Velikost změny amplitudy dechové vlny	50
5.3	Možnosti detekce apnoické pauzy	53
5.3.1	Detekce spektrální analýzou	53
5.3.2	Detekce změnou tvaru pletysmografické křivky	54
6	Diskuse	57
7	Závěr	61
	Seznam použité literatury	62
	Příloha A: Žádost o projednání.....	66
	Příloha B: Syllabus výzkumného projektu.....	67
	Příloha C: Informovaný souhlas	69
	Příloha D: Protokol pro měření na probandovi.....	72

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
SpO_2	%	Saturace periferní krve kyslíkem
f	Hz	Frekvence
T	s	Perioda
RR	Dechů/min	Dechová frekvence (respiratory rate)
TV	L	Dechový objem (tidal volume)

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
EKG	Elektrokardiografie
PPG	Fotopletysmografická křivka
CO ₂	Oxid uhličitý
BPM	Tepů za minutu
RIIV	Variace intenzity způsobená dýcháním (respiratory-induced intensity variations)
POPmax	Maximální amplituda během jednoho dechového cyklu
POPmin	Minimální amplituda během jednoho dechového cyklu
DFT	Diskrétní Fourierova transformace (Discrete Fourier Transform)
FFT	Rychlá Fourierova transformace (Fast Fourier Transform)

Seznam obrázků:

Obrázek 2.1: Rozdílné absorpce oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu [7]	14
Obrázek 2.2: Absorpce světelného záření tkáněmi v závislosti na čase. [5].....	16
Obrázek 2.3: Jedna vlna z pletysmografické křivky. [11].....	16
Obrázek 2.2: Pletysmografická křivka zatížená různými druhy artefaktů [9]	17
Obrázek 2.6: Měření impedance pomocí dvou páru elektrod [20]	19
Obrázek 2.5: Měření impedance pomocí jednoho páru elektrod [20].....	19
Obrázek 2.7: a) originální pletysmografická křivka zdravého člověka b) křivka vytvořená sumací Gausovských křivek (n=6) [28].....	22
Obrázek 2.8: Informace o dechové a srdeční frekvenci ve frekvenční oblasti [28].....	23
Obrázek 4.1: CARESCAPE B650. [31].....	28
Obrázek 4.2: Použité EKG svody s jednorázovými elektrodami. Fotografie: Autor práce	28
Obrázek 4.3: Použitý pulzní oxymetr. Fotografie: Autor práce	29
Obrázek 4.4: Sestavený aparát pro spirometrii. Fotografie: Autor práce.....	29
Obrázek 4.5: ProSim 8 Vital Signs and ECG Patient Simulator. [25]	30
Obrázek 4.6: Rozhraní programu S5 Collect. Fotografie: Autor práce	31
Obrázek 4.7: Porovnání spektra ideální pletysmografické křivky ze simulátoru a probanda se zadržným dechem.	32
Obrázek 4.8: Porovnání vlnění desetisekundového a čtyřsekundového dýchání.....	32
Obrázek 4.9: Snižování velikosti vln pletysmografické křivky s dechovým objemem.33	
Obrázek 4.10: Připravená aparatura pro měření na probandech. Fotografie: Autor práce	34
Obrázek 4.11: 1) Obrazovka oznamující probandovi nádech. 2) Obrazovky oznamující probandovi výdech.....	35
Obrázek 4.14: Měření šířky zhoupnutí pletysmografické křivky	39
Obrázek 4.15: Nalezení peaků pletysmografické křivky.	40
Obrázek 4.16: Nalezení peaků zvlnění obálky.....	41
Obrázek 4.17: Měření hodnoty peak to peak pletysmografické křivky	42
Obrázek 4.18: Měření rozdílů amplitudy jedné dechové vlny.	42
Obrázek 4.19: Pletysmografická křivka ovlivněná dechovou frekvencí a pletysmografická křivka během apnoe.	44

Obrázek 4.20: Snížení amplitudy PPG po začátku apnoe.	45
Obrázek 5.1: Tři spektrální analýzy pro tři různé dechové frekvence.	47
Obrázek 5.2: Porovnání spekter pletysmografické křivky s dechem a během apnoe. ...	53
Obrázek 5.3: Graf vypočtených hodnot plochy pod křivkou.	54
Obrázek 5.4: Porovnání nalezených bodů detekce apnoe.	55

1 Úvod

V dnešní době jsou měřicí přístroje nedílnou součástí zdravotnictví, bez které by se dnešní lékaři už jen velmi těžko obešli. Měřicí technika v medicíně umožňuje kontrolovat základní životní funkce pacientů. V případě potřeby je schopna včas poskytovat informace z měřených biosignálů pro správné stanovení diagnózy lékaři, čímž snižují riziko vzniku následných problémů, nemocí, trvalých následků nebo v nejkrajnějších případech mohou i předcházet smrti pacientů.

Krev přenáší po našem těle spoustu důležitých látek, z nichž je nejdůležitější látkou pro nás, i většinu živočichů na planetě Zemi, kyslík. Lidské tělo, tkáně a buňky potřebují ke své správné funkci a životu neustálý přísun kyslíku. Ten lidské tělo získává ze vzduchu pomocí plic, kde v alveolách difunduje do krve, naváže se na hemoglobin, který obsahují červené krvinky a ty ho dále rozvedou po celém těle. Krev musí být však kyslíkem dostatečně nasycena neboli saturována [1]. Právě saturace periferní krve kyslíkem (SpO_2) je velmi důležitý ukazatel správných životních funkcí. Hodnota SpO_2 se v klinické praxi měří pomocí pulzního oxymetru. Ten se připevní na dobře prokrvená místa periferního krevního řečiště, nejčastěji na prsty končetin nebo ušní lalůček [2].

Pulzní oxymetrie se dnes v klinické praxi považuje za naprosto standardní a běžně používanou metodu měření. Obrovská výhoda toho měření je její neinvazivnost, bezpečnost pro pacienta, cena a technologická dostupnost. V nemocnici bývají pulzní oxymetry implementovány do monitoru životních funkcí, avšak provedení může být i jako samostatný přístroj. Pomocí pulzních oxymetrů stanovujeme nasycení periferní krve kyslíkem, což je velmi důležitý parametr jak v diagnostické oblasti, tak i během operací nebo na jednotkách pozákladní péče jako indikátor zdravotního stavu pacienta [3].

Pulzní oxymetrie je optická metoda využívající absorpci procházejícího záření skrze krev. Tato metoda byla vynalezena roku 1972 japonským inženýrem Takuem Aoyagim. První prototyp sestrojil Takuo Aoyagi mezi roky 1973 a 1974. V roce 1975 se z něj stal historicky první komerční pulzní oxymter [4]. Dnes pulzní oxymetry nejčastěji využívají dvou LED diod, které střídavě emitují záření a jedné fotodiody, která měří intenzitu záření po průchodu tkání [5].

Aktuální útlum záření je zobrazen jako pletysmografická křivka. Ta je vytvořena činností srdce, kdy je při každé systole vypuzena z levé síně krev do aorty. Toto rychlé vypuzení nezanedbatelného objemu krve způsobí rázovou vlnu nově přichozí krve ve všech arteriích v těle. Tato rázová vlna představuje zvýšený objem krve v arteriích, což znamená, že krev v tento okamžik zadrží i více procházejícího záření, které skrz ni

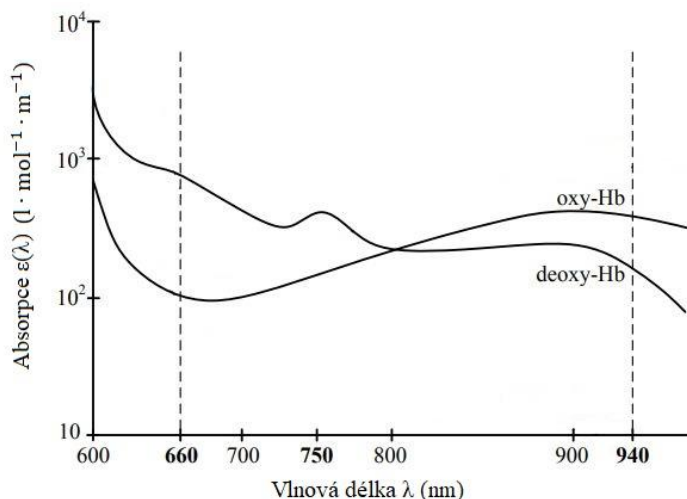
prochází. Celkový záznam útlumu procházejícího záření v časové oblasti skrz prst poté nazýváme pletysmografická křivka [5].

Bylo zjištěno už dávno, že dýchací a oběhová soustava spolu úzce souvisí a vzájemně se ovlivňují. Vlivem dýchání se mění tlak v hrudním koši, který se následně přenáší do oběhové soustavy [6]. Na základě těchto informací, je zde snaha získat informace charakterizující dýchání, jako je dechová frekvence nebo dechový objem, přímo z oběhové soustavy. Pro tyto účely se přímo nabízí pulzní oxymetr, který je bezpečný neinvazivní a v klinické praxi ho má většina hospitalizovaných pacientů nasazený.

2 Přehled současného stavu

Pulzní oxymetrie je dnes základní metoda pro vyšetření kardiopulmonálního aparátu. Je rychlá, relativně spolehlivá, snadno reprodukovatelná a lze ji používat kontinuálně po prakticky neomezenou dobu. V iniciálním vyšetření poskytuje o pacientovi důležité údaje pro rychlou orientaci a posouzení jeho aktuálního zdravotního stavu z hlediska funkcí dýchacích (saturace periferní krve kyslíkem (SpO_2)) a oběhové soustavy (tepová frekvence). Metoda je využívána pro indikaci podání oxygenoterapie a její následné odpovědi. Případně slouží pro monitoring nastavených parametrů oxygenační podpory při umělé plicní ventilaci. Dále je možnost posouzení dostatečné analgezie analýzou křivky SpO_2 [3].

Neinvasivnost, nenáročnost a bezpečnost metody pulzní oxymetrie je možná díky barvě samotné krve. Jelikož je krev červená, dokáže pohlcovat červené světlo, což znamená, že skrz ni neprojde, nebo jen ve velmi omezené míře. V krvi se však vyskytuje více druhů hemoglobinu, které mají rozdílné fyzikální vlastnosti. V závislosti na tom, s čím je hemoglobin navázán, absorbuje světlo v červené oblasti spektra každý trochu jinak, což se projeví i na jeho barvě. V pulzním oxymetru jsou nejčastěji dvě diody, kdy jedna z nich emituje elektromagnetické záření o vlnové délce 660 nm, což odpovídá červené barvě. Druhá dioda emituje záření o vlnové délce 940 nm, kdy se už pohybujeme na hranici s infračerveným zářením. Výpočet SpO_2 závisí na rozdílné absorpci záření emitovaného diodami oxyhemoglobinem a deoxyhemoglobinem. Absorpční křivky těchto dvou hemoglobinů můžeme vidět na obrázku č. 2.1 [5, 7].



Obrázek 2.1: Rozdílné absorpce oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu [7].

Na základě poměru absorbancí oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu v červeném a infračerveném spektru je následně empiricky přiřazena hodnota SpO_2 z kalibrační křivky.

Pulzní oxymetr se skládá z prstové nebo ušní sondy, ve které jsou umístěné dvě LED diody a jedna fotodioda. Každá LED dioda emituje záření o jiné vlnové délce (660 a 940 nm) a ve vyzařování se vždy s určitou frekvencí střídají, nikdy tedy nesvíí obě najednou. Fotodioda následně zaznamenává prošlé záření ze vždy aktuálně svítící LED diody.

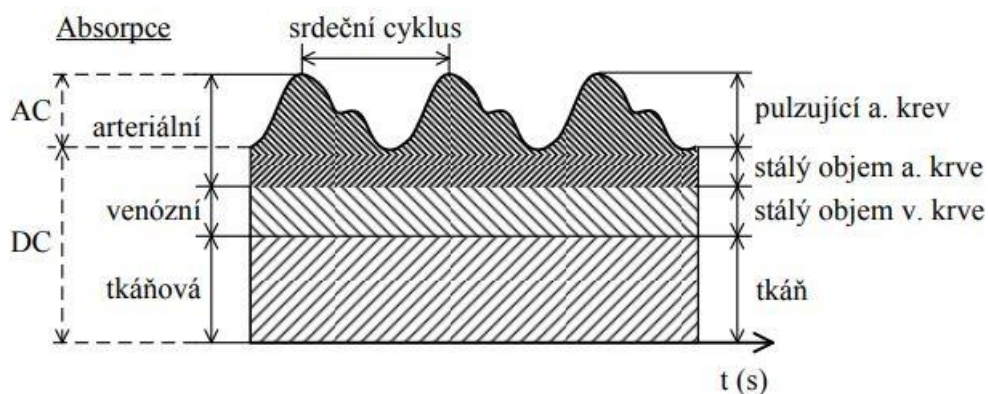
Dnešní pulzní oxymetry měří nejenom SpO_2 , ale i tepovou frekvenci, kterou zobrazují na displeji spolu se saturací. Oxymetry dále vždy měří pletysmografickou křivku, což průběh útlumu záření způsobeného objemovými změnami krve protékající prstem, ze které je následně vypočítávána SpO_2 , tu však oxymetry ne vždy zobrazují (levnější a starší varianty většinou zobrazují pouze SpO_2). Tyto změny objemu jsou způsobeny srdečním rytmem, kdy zvýšený objem krve v měřeném místě způsobí zmenšenou propustnost dvou vlnových délek záření emitovaných diodami, pomocí kterých měříme SpO_2 [8].

Ideální hodnoty SpO_2 pro zdravého člověka se pohybují od 94 % do 100 %. Hodnoty od 90 % do 94 % se považují za nízké a je u nich doporučena návštěva lékaře, hodnoty pod 90 % jsou brány jako kritické a dotyčný by měl ihned navštívit lékaře [7].

Nepřesnosti měření SpO_2 často vznikají díky vnějším artefaktům, jako jsou nalakované nehty, dopadající záření ze svítidel, pohybové artefakty, zvýšená hladina bilirubinu, velmi nízká arteriální perfuze nebo přítomnost mateřských znamének v místě měření [9]. Nepřesnosti se také objevují u různých typů onemocnění, jako jsou hypotenze, Raynaudova choroba nebo u závažné anémie. Nejpřesnější hodnoty SpO_2 dostáváme u zdravých pacientů, kteří mají saturaci nad 90 %. Odchylka SpO_2 u jedinců v klidu se saturací od 70 % do 100 % jsou 2 % a u jedinců v pohybu se stejným saturačním rozpětím jsou 3 % [10].

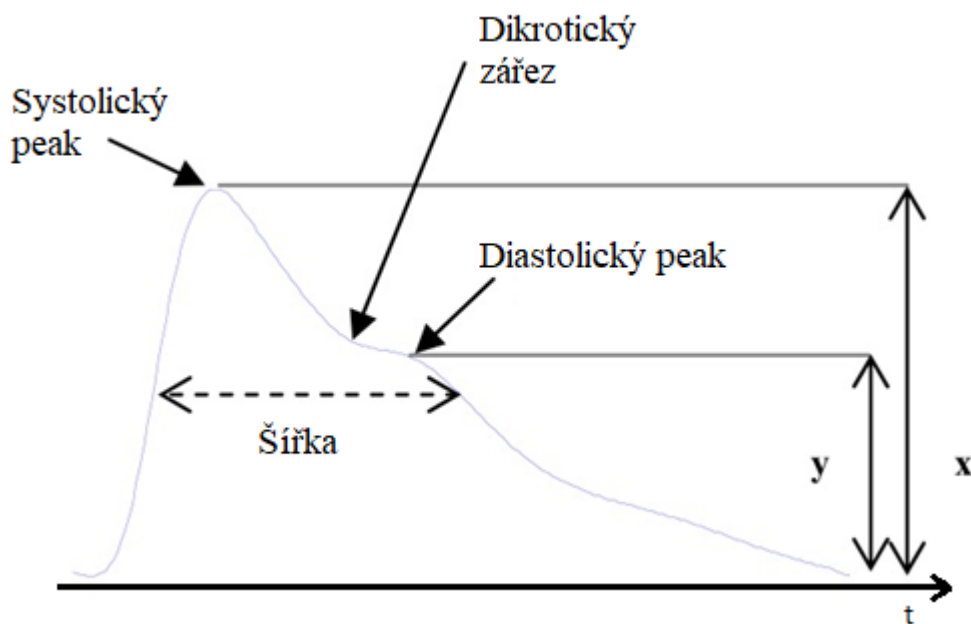
Dále je třeba u pulzních oxymetrů dávat pozor na vazokonstrikci periferního krevního řečiště v chladu, kdy se krev nedostává v dostatečné míře do prstu a SpO_2 se stává neměřitelnou i když je pacient naprosto klinicky stabilní a zdravý.

Pokud porovnáme světelné záření vycházející z diody a záření, které zachycuje fotodioda po průchodu tkáněmi, zjistíme, jak veliký útlum záření tkáň způsobují. Pokud tento útlum vyneseme do grafů získáme obrázek č. 2.2 [5, 7].



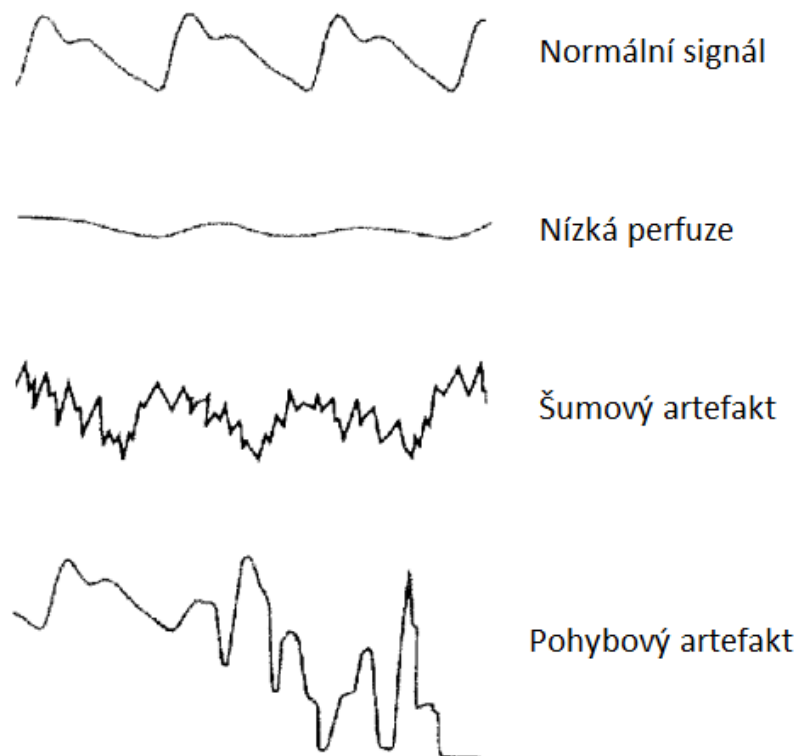
Obrázek 2.2: Absorpce světelného záření tkáněmi v závislosti na čase [5].

Z obrázku jsou vidět jednotlivé útlumy způsobené tkání a krví v arteriích a žilách. V DC složce se vyskytuje stálý útlum tkáně a venózní krve, která již nijak nepulzuje a pouze kontinuálně protéká (nemění tedy svůj útlum). Dále do DC složky ještě spadá stálý objem krve v arteriích, který zůstává i během diastoly. Na rozdíl v AC složce se vyskytují pouze proměnné objemy. Změna těchto objemů je způsobena pulzací srdce, kdy během systoly projde nejméně fotonů a útlum je tedy maximální [5, 7]. Minimum v křivce je poté znázorněna diastola. Z průběhu těchto naměřených změn intenzity záření a odečtení stálé DC složky vznikne pletysmografická křivka, kterou můžeme vidět na obrázku č. 2.3 [11].



Obrázek 2.3: Jedna vlna z pletysmografické křivky [11].

Pletysmografická křivka je ovlivněna mnoha faktory, jako jsou pohyb, tepová frekvence, krevní tlak, výskyt znamének na měřeném místě, lak na nehtech nebo umístění pulzního oxymetru na těle při jejím záznamu. Na tvaru pletysmografické křivky se dále projevují různé artefakty, mezi které například patří nízká perfuze nebo pohybové artefakty [9]. Projevy různých artefaktů na pletysmografické křivce jsou znázorněny na obrázku č. 2.4.



Obrázek 2.4: Pletysmografická křivka zatížená různými druhy artefaktů [9].

Tyto artefakty způsobují chyby v měření dat z pletysmografické křivky nebo dokonce i nemožnost tyto data vyhodnotit. Například při velmi nízké perfuzi přestává být pletysmografická křivka měřitelná, i když je pacient klinicky v pořádku [9]. Dále se již prokázaly myšlenky, že je ovlivněna i jinou potencionálně vyhodnotitelnou informací, a tou je dechová frekvence [10, 12].

Už v 19. století zjistili páni L. Traube [13] a H. Hering [14], že dýchání a oběhová soustava mají mezi sebou velmi úzký vztah. Bylo totiž zjištěno, že krevní tlak je závislý na dechové frekvenci. Změny tlaku v hrudním koši způsobené dýcháním se přenáší do centrálního žilního systému. Během nádechu se žilní tlak snižuje, což způsobuje zvýšení žilního návratu krve z těla do srdce. V srdci se zvyšuje tlak v pravé komoře, odkud se krev nahrne do plic. Toto způsobí pokles objemu krve v tělním oběhu, což způsobí pokles systolického tlaku a zvýšení srdečního tepu. Během výdechu se zvýší tok krve z plic do levé poloviny srdce, což způsobí jak zvýšení systolického tlaku, tak i periferního žilního tlaku [6].

2.1 Měření dechové frekvence

Dýchání, neboli respirace, je jednou ze základních životních funkcí organismu, bez které by nemohl existovat. Pojmem dýchání se běžně označuje příjem kyslíku z vnějšího prostředí a odvádění oxidu uhličitého z plic. Ve zdravotnictví se však rozlišuje pojem vnější (plicní) a vnitřní (buněčné) dýchání. Za vnější dýchání se považuje výměna kyslíku a oxidu uhličitého mezi vzduchem v alveolách a krví. Vnitřním dýcháním poté rozumíme výměnu krevních plynů mezi krví a buňkami ve tkáních [15].

Samotné dýchání se však skládá z mnoha parametrů, jako je například dechový objem (TV) nebo dechová frekvence (RR), která do určité míry charakterizuje zdravotní stav pacienta. Z tohoto důvodu je dechová frekvence jedním ze základních parametrů, který bývá při monitorování pacientů měřen [16].

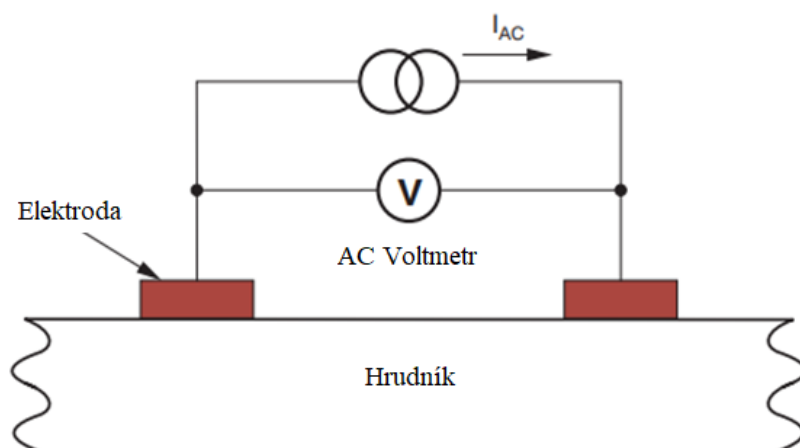
Dechová frekvence udává počet nádechů a výdechů za minutu. Hodnota klidové dechové frekvence člověka je ovlivněna tím, jestli je osoba sportovec nebo ne. Běžně však kolísá mezi hodnotami 12 až 16 dechů za minutu [17]. Dechová frekvence je dále ovlivněna pohlavím, kdy u muže bývá hodnota dechové frekvence z důvodu většího dechového objemu nižší než u žen. Dechová frekvence každého člověka se mění i s věkem, kdy u novorozenců, kojenců a malých dětí je výrazně vyšší než u dospělých lidí. Například u novorozenců se dechová frekvence pohybuje od 30 do 60 dechů za minutu, u kojenců okolo 20–40 dechů za minutu a u dětí v předškolním věku 20–30 dechů za minutu. U dětí školního věku se již dechová frekvence pohybuje mezi 16–25 dechy za minutu. Toto postupné snižování dechové frekvence je způsobeno zvětšující se kapacitou plic během toho, jak člověk roste. Takovéto zvětšování plic ve výsledku způsobí, že i když má dospělý člověk dechovou frekvenci několikanásobně nižší než malé děti, jeho minutový dechový objem je několikrát větší než právě u malých dětí [17].

Měření dechové frekvence u dušných pacientů nebo pacientů s plicním onemocněním je naprosto stěžejní jako měření tepové frekvence u pacientů, kteří mají srdeční potíže či onemocnění [18]. Dalším důvodem pro měření dechové frekvence je, že právě její změna či nestabilita bývá jedním z prvních indikátorů fyziologických nestabilit. Vyšší hodnoty RR jak 20 dechů za minutu ukazují například na srdeční selhání, hypoxii, bolest nebo metabolické poruchy, jako je například laktátová acidóza. Na druhou stranu snížená dechová frekvence pod 12 dechů za minutu může indikovat neurologickou depresi nebo závažné případy hypoxie [16]. Z tohoto důvodu jsme v dnešní době schopni měřit RR mnoha ověřenými způsoby, jako je například měření pomocí impedanční pletysmografie.

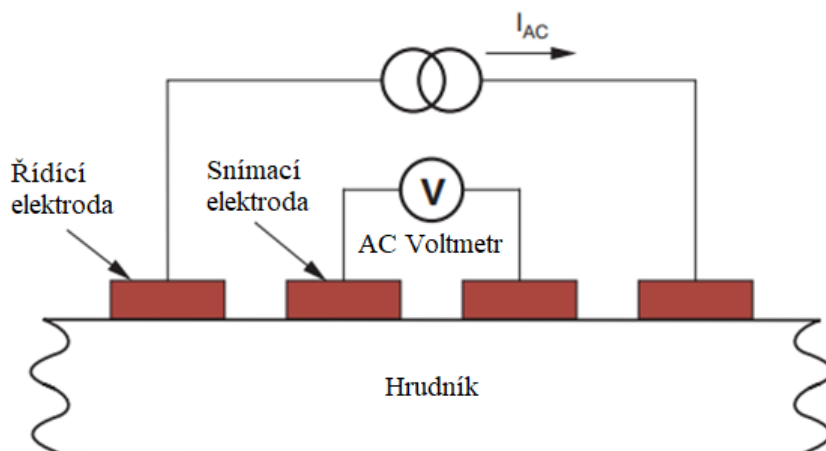
Tato metoda je založena na změnách impedance během dýchání. Tyto změny se měří pomocí velmi malých proudů, abychom zamezili tepelnému poškození tkáně, typicky při 25–500 μA . Využívaný frekvenční rozsah je 60–100 kHz, při kterém jsou frekvence dostatečně vysoké, aby tkáň nijak nestimulovaly, zároveň zabránily problémům spojených s vysokou hodnotou impedance kůže nebo nedocházelo k polarizaci elektrod,

jako například při použití stejnosměrného proudu. Pro měření impedance je možnost využití dvou zapojení, a to pomocí jednoho páru elektrod, kdy elektrody slouží jako budící a zároveň i měřící, nebo pomocí dvou párů, kdy jeden slouží jako budící a druhý jako měřící. Zapojení pomocí jednoho páru elektrod, respektive dvou, lze vidět na obrázku č. 2.5, respektive 2.6. Využití dvou párů elektrod přináší větší přesnost, jelikož měřící elektrody nemusí aplikovat budící signál, avšak tento způsob měření využívá dvojnásobek elektrod, což znamená větší finanční a odpadní náročnost. Z tohoto důvodu se spíše využívá zapojení pomocí jednoho páru elektrod [19, 20, 21].

V praxi se často využívají pro toto měření EKG elektrody L a R, které jsou umístěné na hrudníku co nejbližže ramenům. Během nádechu se vlivem zvýšeného objemu vzduchu hrudník roztahuje, proud tedy musí urazit delší vzdálenost a elektrická impedance stoupá. Z normálních respiračních podmínek je závislost impedance na změnách objemu plic lineární. Každý člověk má však impedanci hrudníku jinou, která se mění i mezi měřeními. Impedance totiž závisí na umístění elektrod a tvaru hrudníku, míře tělesných tekutin ve tkáni hrudníku a také na hmotnosti vyšetřovaného člověka [19, 20, 21].



Obrázek 2.5: Měření impedance pomocí jednoho páru elektrod [20].



Obrázek 2.6: Měření impedance pomocí dvou párů elektrod [20].

Dále se dá RR zjistit pomocí průtokoměru neboli pneumotachografu. Dechová frekvence se v tomto případě hodnotí z průtoku dýchacích plynů. Tento způsob měření má výhodu, že není zatížen setrvačností měřicího systému, jako například u měření pomocí spirometru. Další jeho výhodou je velmi malý dechový odpor, který činí jen 49 Pa. Pro toto měření se nejčastěji využívá diferenční manometr nebo Fleishův pneumotachometr [19, 22].

Pneumotachografy měří primárně rychlosti proudu vzduchu daným průměrem snímače, ze které jsou následně další hodnoty dopočítány. Rychlost proudu vzduchu se však dále převádí pomocí měření tlaku před a za odporovým členem na elektrický signál. Pro měření tlaků se využívá diferenční manometr, ve kterém se membrána vychyluje v závislosti na měřeném tlaku oproti určenému tlaku na jeho druhé straně [23].

Jako odporový člen volíme lineární pneumatické rezistory, ve kterých proudí vzduch lineárně a nedochází k víření vzduchu, neboli turbulentnímu proudění, které je nežádoucí, jelikož má exponenciální závislost ve vztahu mezi rychlostí průtoku a tlakovým rozdílem před a za odporem. Lineární pneumatický rezistor je sestaven z trubice, ve které je umístěna síťka nebo mnoho úzkých kapilár. Síťka, případně úzké kapiláry způsobí, že rozdělí procházející objem vzduchu na menší části, ve kterých již bude vzduch proudit laminárně. Lineární pneumatické odpory se však chovají lineárně pouze do určitého průtoku, který je určen právě průměrem otvorů v lineárním rezistoru (kapilár, síťky) [23].

Další možnost měření RR je pomocí tepelného odporu v nosu. Pro toto měření se využívají termistory, které jsou umístěné u nosní dírky, nebo v masce. Při dýchání vyhodnocují rozdílné teploty během nádechu a výdechu [22]. Tyto teplotní změny jsou zjištěny na termistorech díky jejich vlastnosti měnit odpor v závislosti na teplotě. Nejčastěji jsou využívány polovodičové termistory, které dělíme do dvou skupin. První z nich jsou PTC (Positive Temperature Coefficient) termistory, které zvyšují svůj odpor se stoupající teplotou a druhou skupinou jsou NTC (Negative Temperature Coefficient) termistory, jejichž odpor s rostoucí teplotou klesá [24].

Poslední často používaná metoda měření RR je pomocí kontaktních snímačů, které jsou připevněné na popruhu obepínající obvod hrudníku pacienta. Typickým příkladem jsou snímače vyrobené z vodivé gumy, která se při nádechu roztáhne, během čehož mění svůj elektrický odpor. Tento způsob měření však hodně závisí na způsobu, jakým osoba, která je vyšetřovaná, dýchá. Například muži dýchají častěji břichem a ženy spíše pomocí hrudníku. Druhým typem kontaktních snímačů pro měření dechové frekvence jsou mechanické spínače. V těchto senzorech se při měnícím obvodu hrudníku vlivem dýchání snímače spínají a zase rozpínají v rytmu dýchání. Výhodou tohoto měření je, že ze snímačů pohybů hrudníků jsou získávány impulsy s dostatečně velkým napětím, nemusí být tedy dále zesilovány [22].

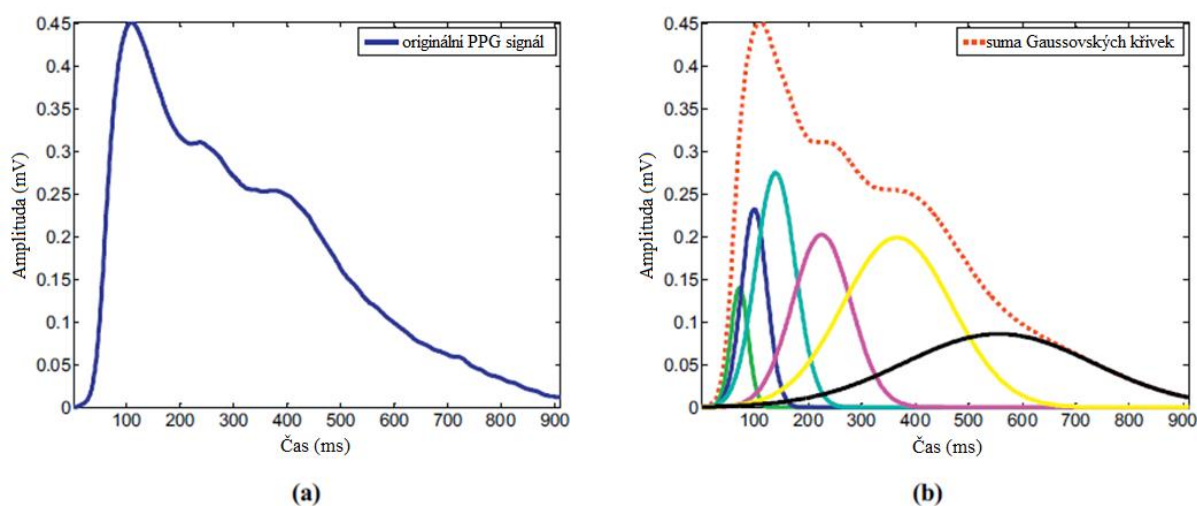
Ačkoliv jsou některé tyto metody velmi přesné, tak dokážou být zároveň pro pacienta velmi nekomfortní a nepříjemné, kvůli umístění potřebných senzorů pro danou metodu. Tím se ztrácí možnost jejich všudypřítomného použití. Vyřešení tohoto problému by se mohlo skrývat ve fotopletysmografické křivce (PPG). Výhoda pletysmografického měření RR je, že při této metodě nejsou nadále potřeba EKG elektrody a svody nebo jiné další přístroje, jako v případě měření jinými způsoby. Pro měření RR pomocí pletysmografie nám stačí pouze přístroj, který umí získat pletysmografickou křivku, jako je například pulzní oxymetr. Dnes ji dokážou změřit i některé chytré hodinky. Například společnost Garmin uvedla na trh už v roce 2019 modely Forerunner 245 a 945, Vivoactive 4, Venu nebo Fénix 6, které umožňují sledovat frekvenci dýchání [25]. Díky pulzním oxymetrům nebo chytrým hodinkám by se mohla dechová frekvence monitorovat velmi snadno vzdáleně z domova nebo během běžného života.

Dnes už existují studie, ve kterých se jejich autoři pokusili získat dechovou frekvenci pacienta ze záznamu PPG křivky pomocí pulzního oxymetru. PPG byla většinou nahrávána z pulzního oxymetru umístěného na čele. Avšak většina studií dělala tento pokus v předem nastavených podmínkách u malých skupin zdravých jedinců, pouze s pletysmografickými křivkami bez jakýchkoliv artefaktů [12, 26].

Existuje však i studie, ve které se pokusili autoři získat dechovou frekvenci z PPG na běžných pacientech. Z vybrané skupiny respondentů bylo v 95,5 % případů možno stanovit dechovou frekvenci z PPG. Při porovnání s referencí byly výsledky velmi podobné a velmi dobře korelovaly s hodnotami referencí ($R=0,952$). Korelace pacientů s mechanickou ventilací byla velmi podobná s korelací u spontánně dýchajících pacientů ($R=0,952$ a $0,940$) i u pacientů s nebo bez fibrilace komor ($R=0,916$ a $0,954$) [26].

Bohužel analyzování okamžité dechové frekvence z PPG není úplně lehký úkol, obzvlášť pokud máme pouze jednobáňový PPG senzor. Nejobtížnější částí potřebnou k dosažení tohoto cíle je nutnost získání dechové frekvence z PPG v okamžitém čase na rozdíl od výpočtu průměrných hodnot z okna o určité časové délce. Obtížnost získání okamžité dechové frekvence standardními nástroji pro zpracování je způsobena dvěma faktory. Prvním je časová proměnlivost dechového cyklu a druhým je nesinusoidní oscilace PPG signálu. Časová proměnlivost způsobuje při analýze signálu rozšíření frekvenčního spektra. Nesinusoidní průběh křivky nevyhnutelně způsobuje promíchání všech spektrálních informací ve frekvenční oblasti, a to jak z dechové aktivity, tak i ze srdeční aktivity. K těmto dvěma hlavním důvodům, proč nemůžeme použít standardní techniky zpracování signálů, se dále přidává i časté znehodnocení signálů, které tvoří zpracování signálů ještě obtížnější. Mezi tyto znehodnocující signály řadíme šумы a pohybové artefakty, které jsou obzvlášť časté, pokud PPG zaznamenáváme během dne [27].

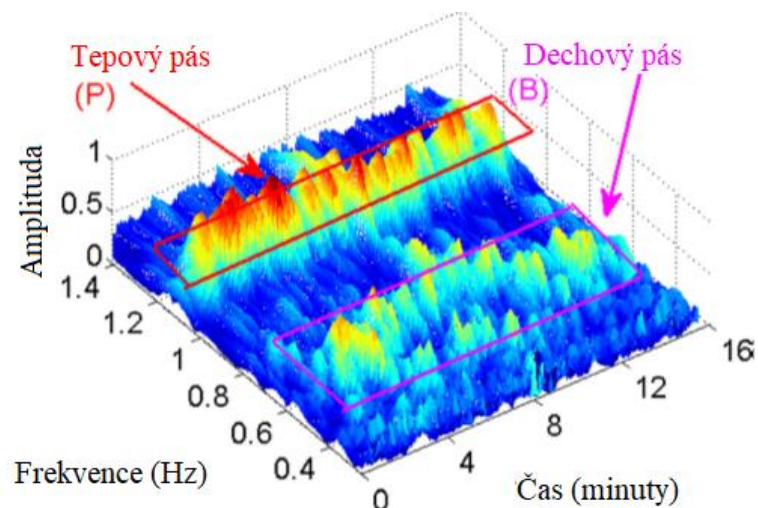
Díky mnoha studiím pleťsmografické křivky a různým experimentům na ni, byly variace způsobené dechovou frekvencí (RIIV – respiratory induced intensity variation), které se vyskytují na PPG, několikrát prokázány a značně zdokumentovány. Na základě těchto variací na PPG bylo již navrženo několik metod k získání dechové frekvence. Tyto metody mají většinou postavené algoritmy pro získání dechové frekvence na měření min-max, peak-to-peak nebo na tvar křivky. Automatický algoritmus využívající techniku analýzy vln na dobrovolnících, kteří dýchali s frekvencí od 6 do 19 dechů za minutu, fungoval s maximální chybou 8 % [12]. Reálnou PPG křivku je možné rozložit na více Gaussovských křivek, jak můžeme vidět na obrázku č. 2.7 [28].



Obrázek 2.7: a) Originální pleťsmografická křivka zdravého člověka. b) Křivka vytvořená sumací Gaussovských křivek ($n=6$) [28].

Už při použití pěti křivek můžeme PPG napodobit natolik, že je od reálné prakticky k nerozeznání, což nás přivádí na myšlenku, že to takto funguje pravděpodobně i v opačném směru. Tedy tak, že PPG je pouze souhrn informací, jako je tepová frekvence, dechová frekvence, saturace a mnoho dalších [28].

Na základě této úvahy, byla provedena studie Dazhou Li a kol. [28] s cílem zjistit, jak je tato úvaha možná. Ze signálu extrahovali všechny Gaussovské vlny, které dále analyzovali pomocí Hilbertovy transformace (HT). Analyzované průběhy PPG získali pomocí fotoelektrického převodníku HKG-07, který byl připojen k předzesilovači. Spektrální graf po provedení Hilbertovy transformace a převedení do frekvenční oblasti je vidět na obrázku č. 2.8.



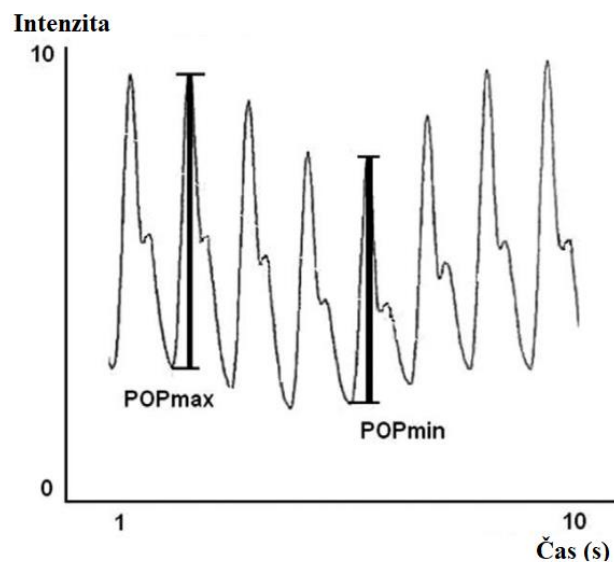
Obrázek 2.8: Informace o dechové a srdeční frekvenci ve frekvenční oblasti [28].

Ve 3D spektru vynesném na obrázku č. 2.8 se objevují dva velmi dominantní pruhy. Pruh s větší homogenitou napříč časem odpovídá tepové frekvenci a druhý pruh, který má nižší frekvenci, je spojený s dýcháním měřeného subjektu. Během experimentu subjekt dýchal dvousekundovými intervaly (0,5 Hz). Pulzní pásmo se zde objevuje na hranici 1,2 Hz, což odpovídá 72 tepům za minutu [28].

Dnes se na trhu už vyskytuje pulzní oxymetr od firmy Masimo s názvem MightySat, který technologii zisku dechové frekvence z pletysmografické křivky převedl z vědeckého spektra do komerčního. Tento pulzní oxymetr umí měřit nejenom SpO_2 , tepovou frekvenci, perfuzní index, ale i právě výše zmiňovanou dechovou frekvenci. Nevíme však jakým způsobem, jelikož to firma Masimo nezveřejňuje [29].

2.2 Ovlivnění PPG dechovým objemem

Vlivem dýchání se mění v hrudníku nitrohruční tlak, který ovlivňuje tlak v tepnách. Díky tomuto je zde předpoklad existence možnosti získání dechového objemu z pletysmografické křivky. Z tohoto důvodu byla provedena studie na pacientech, kteří byli napojeni na přetlakovou ventilaci s nastaveným dechovým objemem 7–8 ml/kg. Z pletysmografické křivky byla následně měřena amplituda pletysmografické vlny, která umožňovala stanovení maximální (POPmax) a minimální (POPmin) amplitudy během jednoho dechového cyklu. Následně byla z POPmax a POPmin vypočtena respirační synchronní variace, u které bylo zjištěno, že silně souvisí s respiračními změnami pulzního tlaku [12]. Ukázka získání maximální a minimální amplitudy je vidět na obrázku č. 2.9.



Obrázek 2.9: Výpočet POPmax a POPmin [12].

2.3 Detekce apnoe z PPG

Při zmizení dýchacích pohybů nastává centrální apnoe, během které vymizí tlak v hrudní dutině, jenž je zodpovědný za oběhové variace, které jsou synchronní s dýcháním. Během apnoe jsou zjištělné nepravidelné změny nízké amplitudy v periferním cévním tlaku a RIIV signálu [12].

Dále byla snaha detekovat apnoi z pletysmografické křivky analyzováním amplitudy pulzní vlny. Amplituda byla vypočtena rozdílem mezi špičkovou amplitudou a minimální amplitudou pro každou vlnu pletysmografické křivky. Tato metoda vykazovala maximální dosaženou přesnost, při nastavené prahové změně na 25 %, okolo 92 % a chybovostí okolo 85 %. Při zvýšení prahové změny na 28 % dosahovala metoda přesnosti 80 % a chybovosti 47 %. Další použitou metodou byl výpočet peak-to-peak intervalu mezi dvěma po sobě jdoucími intervaly. Tato metoda vychází z předpokladu, že po vzniku apnoe nastane bradykardie, neboli snížení tepové frekvence, a tím i zkrácení peaků mezi jednotlivými vlnami pletysmografické křivky. Při nastaveném rozhodovacím prahu 25 % měla však tato metoda velmi malou úspěšnost, konkrétně 14,7 % a chybovost 21,8 %. Poslední metodou byla metoda vypočtení plochy trojúhelníku, který se skládal z jedné špičkové amplitudy a dvou amplitud lokálních minim. Tato metoda vykazovala při rozhodovacím prahu 25 % přesnost 86,9 % a chybovost 64,78 % [30].

Když vymizí dýchací pohyby, vymizí také nitrohruční změny tlaku, které řídí oběhové změny společně s dýcháním. Na periférii je možno následně pozorovat kolísání nízkého krevního tlaku. Zdá se, že během apnoe přetrvává dechový rytmus aktivity sympatického nervu, který ovlivňuje cévní systém s periodicitou 0,1 Hz [12].

Pokud se však člověku ucpou dýchací cesty například cizím tělesem, nastává obstrukční apnoe, během které se člověk dusí a zvýšeným úsilím se snaží opět nadechnout. Tato zvýšená námaha dýchacích svalů se na PPG křivce projeví mnohem větším vyniknutím RIIV. Obstrukční apnoe také vyvolá bradykardii a zvýšení amplitudy PPG pulzu, což následuje rychlým zvýšením tepové frekvence. Během pilotních studií se pomocí analýzy signálu neurálních sítí dosáhlo citlivosti 75 % a specifčnosti 85 % v detekování obstrukční apnoe z PPG [12].

3 Cíle práce

Hlavním cílem této práce je zjistit jakým způsobem různé parametry respirační soustavy, jako je dechová frekvence, dechový objem nebo zástava dechu, ovlivní tvar pletysmografické křivky. Za tímto účelem je třeba navrhnout experiment, který bude následně proveden na sadě 15 až 20 probandů. Experiment umožní získat simultánní záznam pletysmografické křivky, dechové frekvence měřené impedančně pomocí EKG svodů a dechové frekvence a dechového objemu měřené spirometrií při různých dechových frekvencích a dechových objemech včetně simulace apnoické pauzy.

Mezi dílčí cíle patří navržení metod na základě literatury, případně zcela vlastních, pro získání konkrétních hodnot dechové frekvence, dechových objemů nebo časů potřebných pro detekci apnoe. Případně odhalení závislosti změn pletysmografické křivky na dechové frekvenci, dechovém objemu, nebo apnoické pauze ze získaných dat.

4 Metody

V rámci této kapitoly jsou uvedeny a popsány přístroje použité v bakalářské práci, všechny potřebné dokumenty a použité metody. V podkapitole 4.1 je popsána skupina dobrovolníků, na kterých byl proveden experiment. V podkapitole 4.2 jsou uvedeny a popsány všechny použité přístroje a použité příslušenství, které bylo třeba pro naměření všech potřebných dat na probandech. Podkapitola 4.3 uvádí jaká data byla měřena a jak byla získávána. Podkapitoly 4.4 a 4.5 uvádí strukturu finálního experimentu a také, jak se k této struktuře došlo. V podkapitolách 4.6–4.8 jsou uvedeny všechny použité metody pro analýzu pletysmografické křivky.

Tato bakalářská práce je prospektivní intervenční studií, která se zabývá získáním respiračních parametrů, jako je dechová frekvence nebo dechový objem z pletysmografické křivky. Studie probíhala na zdravých dobrovolnících v prostorách Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze. Studie byla schválena etickou komisí pod číslem C18/2022 na základě přiložené Žádosti o projednání, Syllabu výzkumného projektu a Informovaného souhlasu. Tyto dokumenty se nacházejí v přílohách A–C práce.

4.1 Skupina dobrovolníků

V rámci této bakalářské práce byla naměřena data celkově na sedmnácti probandech, z řad studentů českých vysokých škol, z čehož bylo devět mužského pohlaví a osm ženského pohlaví. Věk všech probandů byl v rozmezí od 20 do 23 let. Studie se mohli zúčastnit probandi, kteří byli celkově zdraví. Kontraindikacemi byly poúrazové stavy horních končetin ovlivňující perfuzi, choroby kůže, poranění prstů nebo umělé či nalakované nehty. Vylučujícími kritérii byly anemie, bradykardie, hemoglobinopatie či jiné onemocnění kardiovaskulární soustavy. Dalšími vylučujícími kritérii bylo těhotenství, cukrovka nebo hypo– či hypertenze.

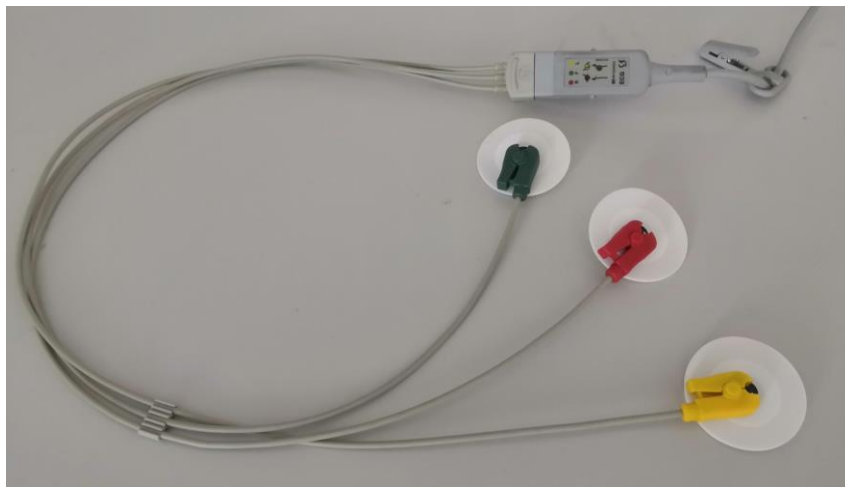
4.2 Použité přístroje

Během studie byla všechna data měřena, kontrolována a získávána pomocí multiparametrického monitoru CARESCAPE B650 (GE Healthcare, Little Chalfont, UK). Tento monitor se běžně využívá v praxi při monitorování pacientů na různých odděleních. Monitor je přizpůsoben pro monitorování jak dospělých pacientů, tak i pediatrických pacientů nebo novorozenců. Monitor CARESCAPE B650 můžeme vidět na obrázku č. 4.1.



Obrázek 4.1: CARESCAPE B650. [31]

Monitor je primárně určen pro monitorování hemodynamických parametrů, jako je EKG, měření invazivního i neinvazivního krevního tlaku nebo například detekce arytmie. Pro tuto konkrétní problematiku, kterou se zabývá tato práce, byly však podstatné jen některé měřené biosignály. Pro měření potřebných hemodynamických signálů bylo použito standardní třísvodové EKG v kombinaci s jednorázovými EKG elektrodami. EKG svody s elektrodami můžeme vidět na obrázku č. 4.2. Pomocí těchto svodů byly zaznamenávány potřebné biosignály, jako je tepová frekvence nebo impedanční měření dechové frekvence.



Obrázek 4.2: Použité EKG svody s jednorázovými elektrodami. Fotografie: Autor práce

Dalším a nejdůležitějším potřebným příslušenstvím pro tuto práci byl pulzní oxymetr, pomocí kterého byly měřeny objemové změny krve v periferním krevním řečišti – průběh pletysmografické křivky. Pomocí pulzního oxymetru bylo dále měřeno i SpO_2 . Použitý pulzní oxymetr lze vidět na obrázku č. 4.3.



Obrázek 4.3: Použitý pulzní oxymetr. Fotografie: Autor práce

K využívanému patientskému monitoru životních funkcí CARESCAPE B650 byl pro tuto práci připojen spirometrický modul. Pomocí tohoto modulu byla měřena dechová frekvence ze spirometru, která dále sloužila, stejně jako dechová frekvence měřená impedančně, jako referenční. Dále byly pomocí spirometrického modulu měřeny průtoky vzduchu, koncentrace CO_2 a O_2 a dechové objemy. Pro měření těchto parametrů musel proband dýchat skrze sestavu, která je vidět na obrázku č. 4.4.



Obrázek 4.4: Sestavený aparát pro spiometrii. Fotografie: Autor práce

Aparát se skládá z antibakteriálního filtru Pulmosafe II, aby bylo měření pro probanda bezpečné, jehož bakteriální i virová účinnost je 99,999 % [32]. Za antibakteriálním filtrem se nachází clonka, která slouží pro měření průtoku vzduchu, ze které vedou dvě hadičky (žluté) do spirometrického modulu. Měření průtoku vzduchu je využito pro zjištění dechových objemů a dechové frekvence. Dále je z nadechovaného a vydechovaného vzduchu odebírán vzorek (pomocí průhledné hadičky), který slouží pro

měření koncentrace O_2 a CO_2 . Tyto údaje nám slouží pro určení nádechů a výdechů z grafů.

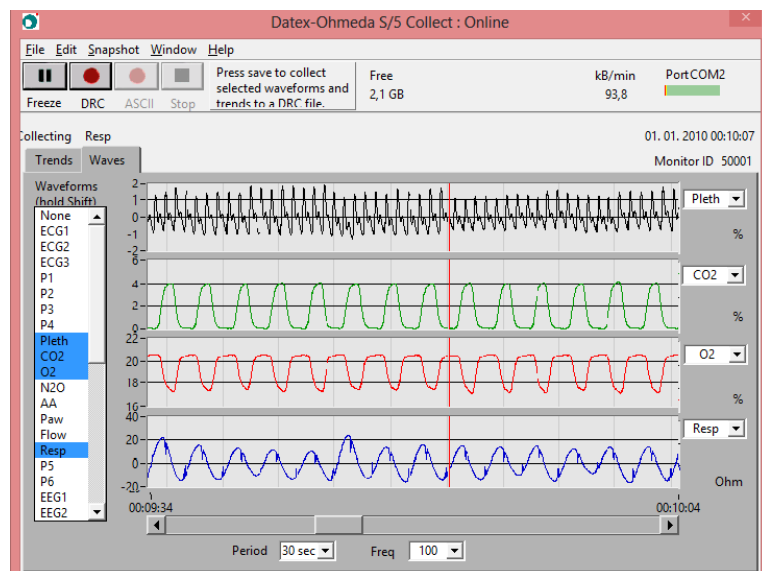
Jako druhý přístroj byl použit simulátor SpO_2 ProSim 8 Vital Signs and ECG Patient Simulator (Fluke biomedical, US), pro simulaci ideální pletysmografické křivky, bez jakýchkoliv artefaktů, který je možno vidět na obrázku č. 4.5. Simulátor životních funkcí ProSim 8 je určen pro komplexní a rychlé ověření funkcionality monitorů životních funkcí. Simulátor umí také simulovat EKG, dýchání, teplotu, krevní tlak a jiné. Pro náš experiment je však důležitá schopnost simulovat tep, SpO_2 a tím i pletysmografickou křivku [33].



Obrázek 4.5: ProSim 8 Vital Signs and ECG Patient Simulator. [33]

4.3 Měření a záznam dat

Data byla získávána z patientského monitoru CARESCAPE B650 skrz program S5 Collect (GE Healthcare, USA), kterým byla data online stahována a ukládána do počítače ve formátu *.asc*. Vždy před každou částí experimentu byl v programu S5 Collect zahájen záznam dat, kdy soubory s daty byly pojmenované ID probanda + název aktuální části měření (frekvence/objem/apnoe) + zaznamenávaná data (waves/trends). Výsledný název souboru tedy vypadal například: 21582519frekvence_waves. Před zahájením měření se musely v programu nastavit všechny biosignály, které je třeba zaznamenávat. Všechny vlnové záznamy byly nahrávány a ukládány s frekvencí 100 Hz. Trendové hodnoty, jako například tepová frekvence, dechová frekvence z impedance nebo spirometrie, se ukládaly s frekvencí 1 Hz, neboli každou vteřinu. Rozhraní programu S5 Collect je vidět na obrázku č. 4.6.



Obrázek 4.6: Rozhraní programu S5 Collect. Fotografie: Autor práce

Všechny soubory byly poté nahrány do programového prostředí MATLAB (R2021a, MathWorks, USA Kalifornie), kde proběhlo jejich další zpracování. Pro možnost zpracovávání všech dat v prostředí MATLAB je však nejvhodnější mít data uložená ve formátu tabulky matfile *.mat*. Avšak toto převedení se provádí v prostředí MATLAB, do kterého nelze automaticky nahrávat data ve formátu *.asc*. Z tohoto důvodu musela být data před převedením do tabulky matfile *.mat* ještě převedena z *.asc* do *.xlsx* formátu.

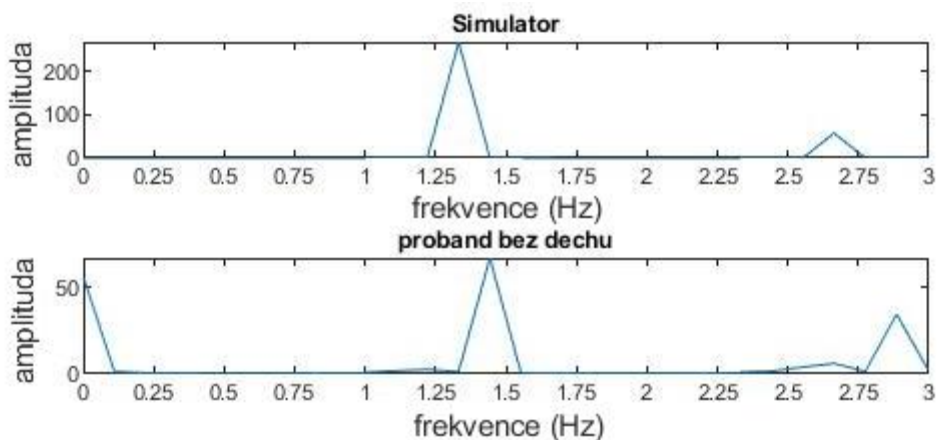
4.4 Pilotní experimenty

Aby bylo možné začít měřit data na probandech pro finální analýzu, muselo se nejdříve splnit několik věcí, které tomu předcházejí. První z nich bylo získání představy o tom, jak by experiment měl vůbec vypadat, aby následně splňoval všechny potřebné požadavky. Z tohoto důvodu bylo nejdříve sestaveno několik předcházejících pilotních experimentů, které následně byly upravovány až do vzniku finálního experimentu.

4.4.1 První pilotní experiment

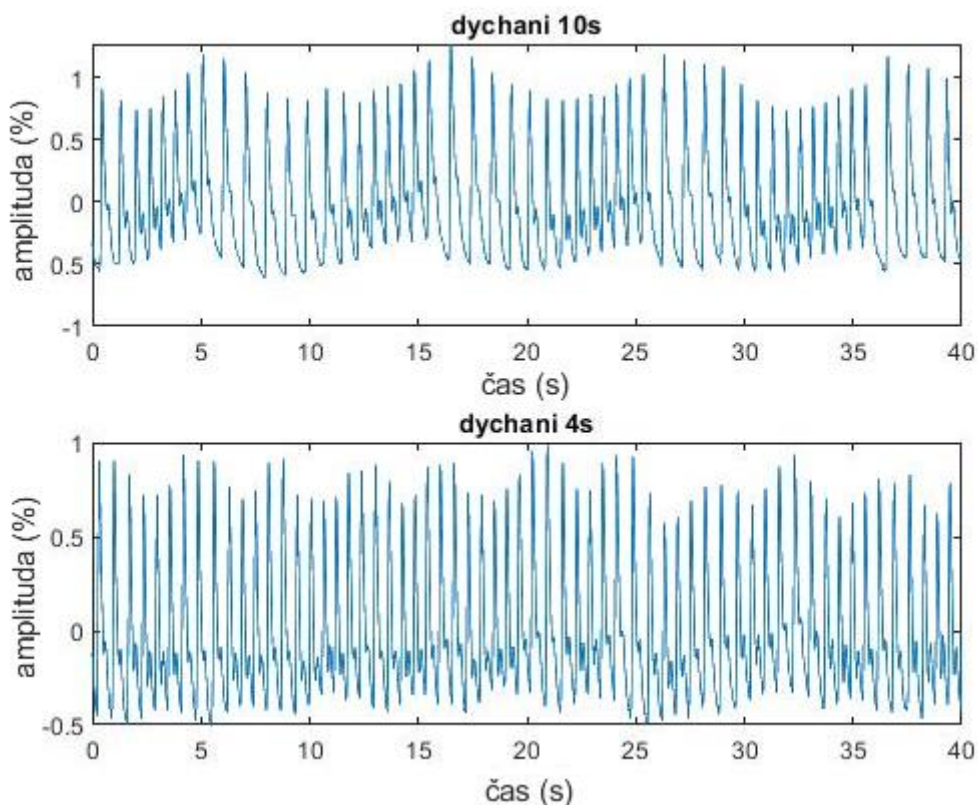
V rámci prvního pilotního experimentu bylo zjištěno, jak vypadá ideální pletysmografická křivka bez ovlivnění jakýmikoliv jinými signály. Za tímto účelem byla nahrána pletysmografická křivka ze simulátoru ProSim 8 Vital Signs and ECG Patient Simulator. Dále byla nahrána křivka na probandovi, který měl zadržovaný dech. Tato křivka by měla být teoreticky stejná jako křivka ze simulátoru. Za účelem zjištění, jestli tato teorie platí, byly obě křivky podrobeny spektrální analýze a jejich frekvenční spektrum následně porovnáno. Z porovnání, které můžeme vidět na obrázku 4.7 je vidět, že se křivky skládají ze stejných biosignálů, které jsou zde zastoupeny určitými dominantními frekvencemi. Frekvence mezi 1,25 a 1,5 Hz odpovídá tepové frekvenci, u které nešlo

zařídít její naprostou totožnost. U spektrální analýzy probanda můžeme dále vidět peak blížky nule, který bude pozůstatkem dechové frekvence před zadržením.



Obrázek 4.7: Porovnání spektra ideální pletysmografické křivky ze simulátoru a probanda se zadrženým dechem.

První pilotní experiment byl dále sestaven tak, aby na jeho základě mohla být předběžně odhalena velikost závislosti pletysmografické křivky na dechovém cyklu. Za tímto účelem proband během experimentu dýchal dvěma předem určenými frekvencemi. Naměřená data byla následně podrobena analýze, kdy již po vizuální stránce bylo na datech vidět zvlnění, které odpovídalo dechové frekvenci. Toto zvlnění můžeme vidět na obrázku č. 4.8.

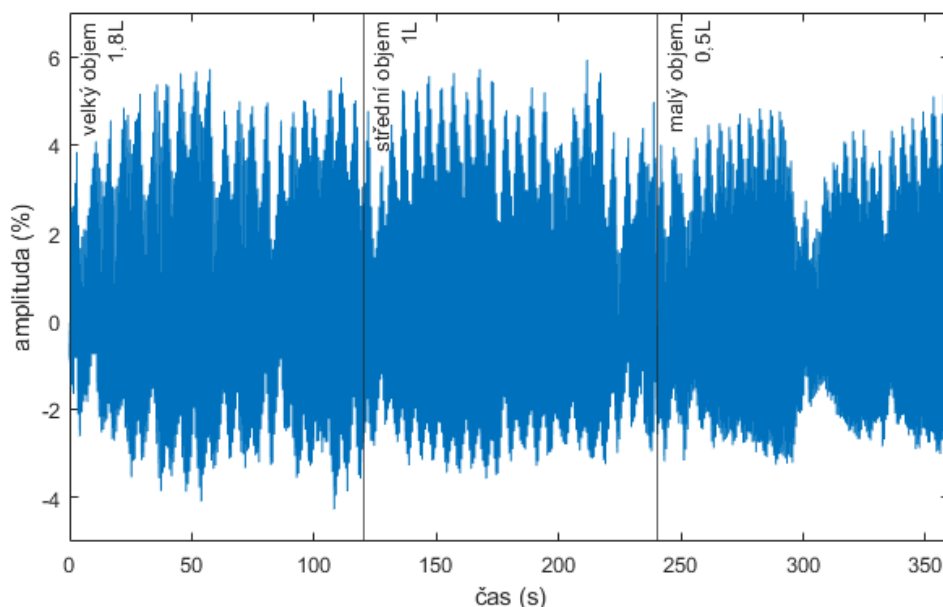


Obrázek 4.8: Porovnání vlnění desetisekundového a čtyřsekundového dýchání.

4.4.2 Druhý pilotní experiment

Na základě prvního pilotního experimentu byl sestaven druhý pilotní experiment. Tento experiment sloužil k získání informací o tom, jak moc je dechová frekvence zjištělná, když ji proband udržuje pouze dle svého mínění. To znamená, že během měřeného intervalu se dechová frekvence může lehce měnit. Právě zjištění, jak moc je frekvence nastavená probandem pro něj samého udržitelná a případně projevení se změny této frekvence ve spektrální analýze, bylo cílem tohoto experimentu.

Ve druhém pilotním experimentu také přibylo prvotní měření dat zaměřených na projevení se různých velikostí dechového objemu v pletysmografické křivce. Hlavním výstupem tohoto experimentu byl prvotní odhad ovlivnění pletysmografické křivky dechovým objemem. Z naměřených dat, která můžeme vidět na obrázku č. 4.9, lze vidět, že výška pletysmografické křivky se pravděpodobně mění v závislosti na dechovém objemu.



Obrázek 4.9: Snižování velikosti vln pletysmografické křivky s dechovým objemem.

Druhým výstupem bylo zjištění, jakou velikost objemů je vhodné pro budoucí probandy natavit, aby jejich rozdíl byl dostatečně veliký, ale i zvládnutelný pro celý set probandů. Dále bylo důležité zjištění, jak lze následně kontrolovat jejich udržování během měření.

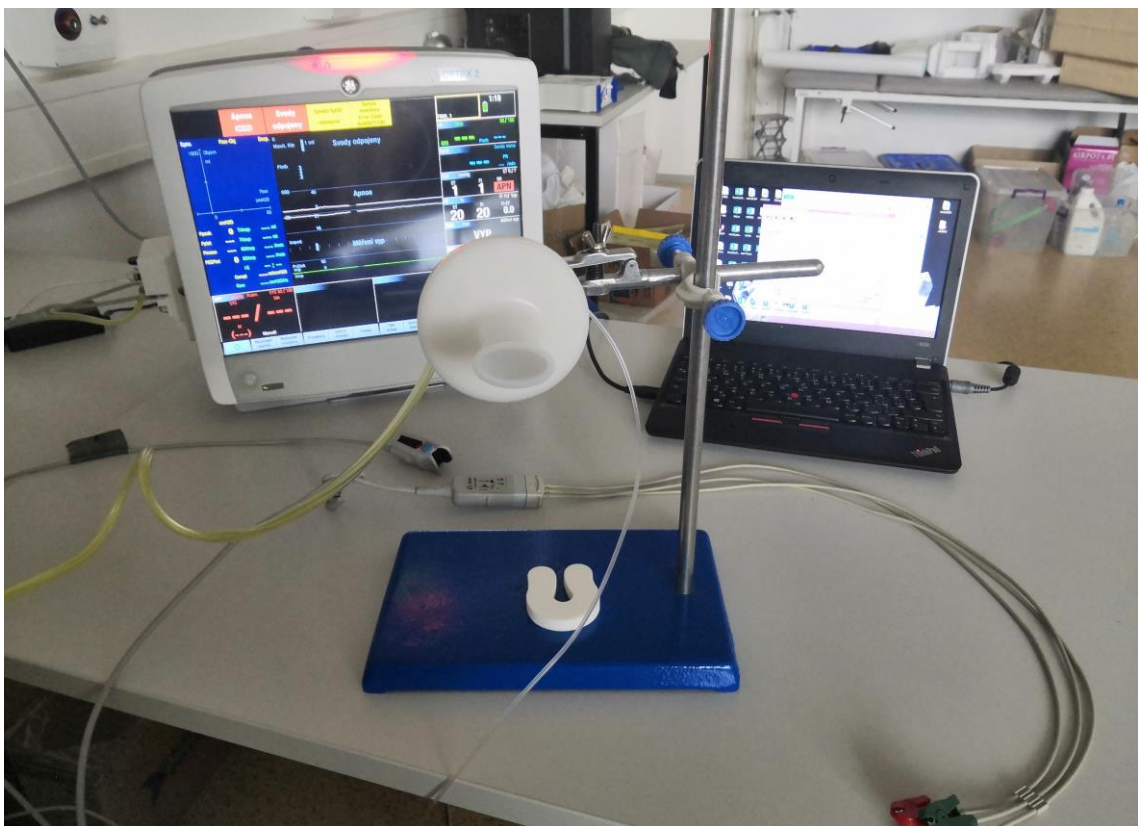
Dále ve druhém experimentu přibyla část pro naměření dat potřebných pro získání přehledu možností detekce apnoe z pletysmografické křivky. Apnoe byla simulována dvěma způsoby. Prvním bylo zadržování dechu s nádechem a druhý způsob byl vydechnutím bez následného nádechu. Cílem této části druhého experimentu bylo zjištění, jak dlouhá může být apnoe, aby byla pro analýzu dostatečně dlouhá, ale

i proveditelná pro všechny. Zároveň byl získán prvotní náhled na reakci pletysmografické křivky během apnoe.

4.5 Měření na dobrovolnících

Výstupem prvních dvou pilotních experimentů se stal finální protokol pro měření na probandech, který se nachází v příloze D. Na základě získaných výsledků a poznatků z prvních dvou experimentů, byly navrženy průběhy měření, délky jejich časových úseků, a také všechny měřené biosignály, které budou potřeba pro finální analýzu dat. Měřené biosignály byly již zmíněné v kapitole 4.3.

Protokol pro měření na probandovi začíná přípravnými body, jako například sestavení celé měřicí aparatury. Hned jako první se musel zapnout monitor životních funkcí, aby případně jeho postupným zahříváním nebyly měřené biosignály nějak ovlivněny. Dále do monitoru bylo připojeno všechno potřebné příslušenství, tedy pulzní oxymetr, EKG svody a hadičky ze spirometru. Dále byl připraven stojan, do kterého se uchytil zmíněný spirometr s novým čistým náustkem. Monitor životních funkcí se poté pomocí USB propojil s počítačem, ve kterém byl spuštěn software S5 Collect. Připravená sestava je vidět na obrázku č. 4.10.



Obrázek 4.10: Připravená aparatura pro měření na probandech. Fotografie: Autor práce

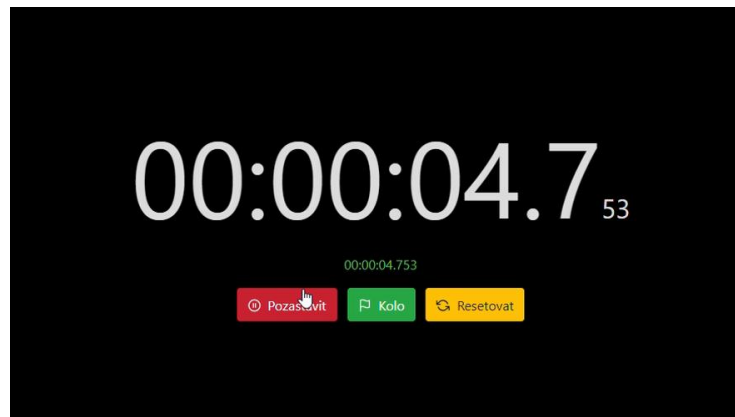
Během tohoto experimentu musel proband také sedět naprosto v klidu, aby nebyl signál zatížen pohybovými artefakty, které by ho způsobily nečitelným a nebylo by možné ho následně analyzovat. Pohybových artefaktů se využívalo pouze při ukončení experimentu pro jasnou identifikaci konce měření v záznamu.

Samotný experiment byl rozdělen do tří částí, kdy každá byla zaměřená na získání dat pro analyzování projevu určité složky dýchání, jako je dechová frekvence nebo dechový objem. První část byla tedy zaměřena na rozdílné dechové frekvence. Z výsledků prvních dvou pilotních experimentů se ukázalo, že pro lepší porovnávání výsledků i samotnou analýzu dat bude výhodnější, když budou všichni probandi dýchat předem určenou frekvencí. Probandi celkově dýchali tři různé předem určené dechové frekvence, kdy u první měli vteřinu na nádech a vteřinu na výdech, což odpovídá dechové frekvenci 30 dechů/min. Druhá frekvence byla pro probandy již příjemnější, jelikož byla velmi blízko teoretické klidové dechové frekvenci. Probandi měli dvě vteřiny na nádech a dvě vteřiny na výdech. Dechová frekvence tedy odpovídala 15 dechům za minutu. Jako poslední probandi dýchali velmi pomalou frekvencí, kdy měli na nádech čtyři vteřiny stejně tak i pro výdech. U této dechové frekvence byli probandi instruováni, aby se nadechovali a vydechovali po celou dobu časového úseku kontinuálně. Časové úseky, kdy probandi dýchali určitou dechovou frekvencí, byly vždy dlouhé dvě minuty a mezi jednotlivými úseky měli probandi vždy minutu pauzu.

K tomu, aby bylo zajištěno, že probandi dechovou frekvencí udrží, bylo vytvořeno video, podle kterého se celou první část řídili. Ve videu byl vždy puštěn metronom, nastavený na dvě doby a právě danou dechovou frekvencí. Ve videu se střídalo červené pozadí s jedničkou, na které se probandi nadechovali, a černé pozadí s dvojkou, na které probandi vydechovali. Tato pozadí můžeme vidět na obrázku č. 4.11. Vždy po dvou minutách se video změnilo na stopky, které odpočítávaly minutovou pauzu, kterou měl proband na vydýchání. Stopky můžeme vidět na obrázku č. 4.12.

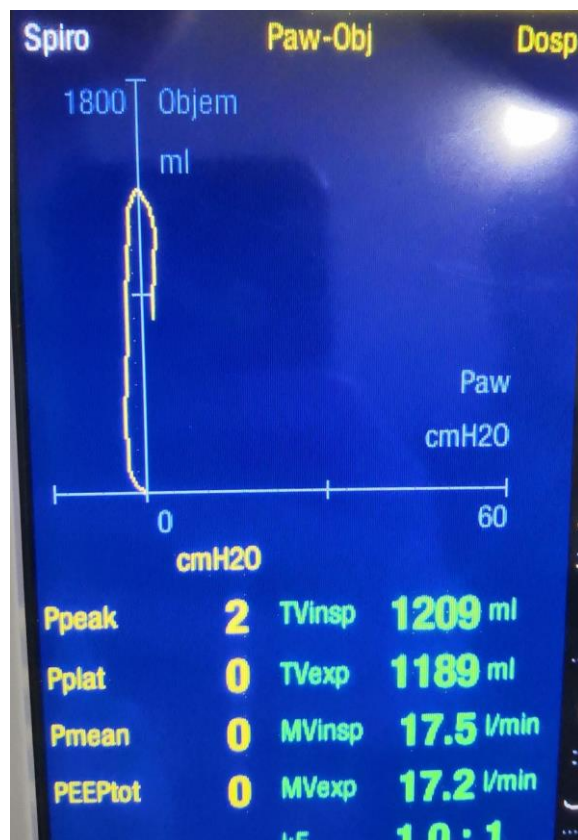


Obrázek 4.11: 1) Obrazovka oznamující probandovi nádech. 2) Obrazovky oznamující probandovi výdech.



Obrázek 4.12: Stopky značící pauzu pro probanda mezi měřeními.

Druhá část experimentu byla přizpůsobená pro získání dat, která budou ovlivněná různými dechovými objemy. Za tímto účelem probandi dýchali tři různé dechové objemy. Největší dechový objem byl 1,8 l, střední 1 l a nejmenší 0,5 l. Tyto hodnoty objemů však nebyly brány jako referenční. Za referenční objemy byly brány objemy, které probandi skutečně dýchali, měřené pomocí spirometru. Každý objem probandi opět dýchali dvě minuty a mezi objemy měli minutu pauzu, stejně jako v první části. Udržování dechových objemů bylo však tentokrát na probandech. Řídili se pomocí monitoru životních funkcí, na kterém byla nastavena křivka velikosti dechového objemu. Tu probandi sledovali a následně upravovali své dechové objemy. Tuto křivku můžeme vidět na obrázku č. 4.13.



Obrázek 4.13: Křivka pro kontrolu dechového objemu. Fotografie: Autor práce

Třetí a poslední část byla zaměřena na získání dat pro detekci apnoe z pletysmografické křivky. Z druhého pilotního experimentu bylo zjištěno, že mezi simulací apnoe zadržením dechu a vydechnutím bez následného nádechu, která simuluje reálnou apnoe důvěrněji, nejsou na pletysmografické křivce vidět žádné rozdíly. Vzhledem k tomu, že simulace apnoické pauzy vydechnutím je obtížnější a většina probandů by ji tedy nezvládla dlouho simulovat, byla pro finální měření zvolena simulace apnoické pauzy zadržením dechu s předchozím nádechem. Probandi simulovali apnoi celkem třikrát a to vždy na minutu. Mezi apnoemi měli probandi vždy dvě minuty na vydýchání. Před první a za poslední apnoi se nacházel minutový úsek pro porovnávání pletysmografické křivky na začátku a na konci apnoe.

4.6 Metody pro zpracování dechové frekvence

Pro získání dechové frekvence z naměřených dat byly navrženy dvě metody, kdy jedna vychází z již proběhlých experimentů ve světě. V prvním pilotním experimentu bylo zjištěno, že se pletysmografická křivka pod vlivem dechové frekvence zvlňuje, což znamená, že musí tuto frekvenci mít v sobě uchovanou.

4.6.1 Metoda detekce spektrální analýzou

Pro získání dechové frekvence pomocí spektrální analýzy je nutnost převést pletysmografickou křivku z časové oblasti do frekvenční.

Za účelem převádění signálů z časové do frekvenční oblasti byla v roce 1822 v Paříži publikována Josephem Fourierem Fourierova transformace. Samotná Fourierova transformace (FT) je navržena pro spojitý harmonický signál, což však nahraný signál pletysmografické křivky nespĺňuje. To znamená, že je třeba použít diskrétní Fourierovu transformaci (DFT) která je definována vztahem [34]:

$$D(n) = \sum_{k=0}^{N-1} d(k)e^{-ink2\pi/N} \quad (4.1)$$

Diskrétní Fourierova transformace není však příliš vhodná pro zpracovávání velkého množství dat, jelikož je velmi výpočetně, a tedy i časově, náročná. Její časová náročnost stoupá se čtvercem délky vektorů (N). Tato velmi rychle rostoucí časová náročnost vede tedy k použití rychlé Fourierovy transformace (FFT – Fast Fourier Transform), která na základě minimalizace počtu násobení, a to navíc komplexních čísel, zásadně redukuje výpočetní dobu. Algoritmus FFT publikoval v roce 1965 J. W. Cooley aj. W. Tukey [34]. Výpočetní náročnost FFT odpovídá vzorci $N \log_2 N$. Pokud budeme tedy uvažovat posloupnost $N = 10^6$, kterou budeme zpracovávat jedním mikrosekundovým cyklem, zabral by výpočet FFT 30 sekund, zatímco výpočet DFT by zabral 1 209 600. To je pro porovnání asi 40 000krát více [35].

Použitý kód pro provedení FFT k převedení získané pletysmografické křivky z časové do frekvenční oblasti lze vidět níže.

```

data = (ans.Pleth(1:18000));           % načtení dat
fs = 100;
y = fft(data);
n = length(data);                     % počet vzorků
f = (0:n-1)*(fs/n);                  % frekvenční rozsah
power = abs(y).^2/n;                 % hodnota rychlé Fourierovi transformace
plot(f,power)                         % vykreslení rychlé Fourierovi transformace

```

Ze spektrální analýzy byl vybrán rozsah od 0,1 Hz do 0,6 Hz. Tento frekvenční rozsah odpovídá podle vzorce 4.2 od 6 dechů za minutu (pro 0,1 Hz) do 36 dechů za minutu (pro 0,6 Hz). Nižší frekvence nebyly brány v potaz, jelikož z fyziologického hlediska je 6 dechů za minutu velmi pomalá frekvence, která není běžná. Z podobného důvodu nebyly brány v potaz ani frekvence vyšší než 0,6 Hz, jelikož frekvence 36 dechů za minutu pro klidně sedícího člověka je také mimo fyziologické hodnoty. Následně byla v tomto rozsahu frekvenčního spektra pletysmografické křivky hledána dechová frekvence.

Vzhledem k tomu, že dýchání má velmi pomalou frekvenci, je třeba provést FFT z velkého okna signálu, aby se vůbec ve frekvenční oblasti jakkoliv projevila a měla také určitou přesnost. Dále je vhodné analyzovat úsek dat, který bude mít ideálně konstantní dechovou frekvenci, jinak se budou peaky různě překrývat.

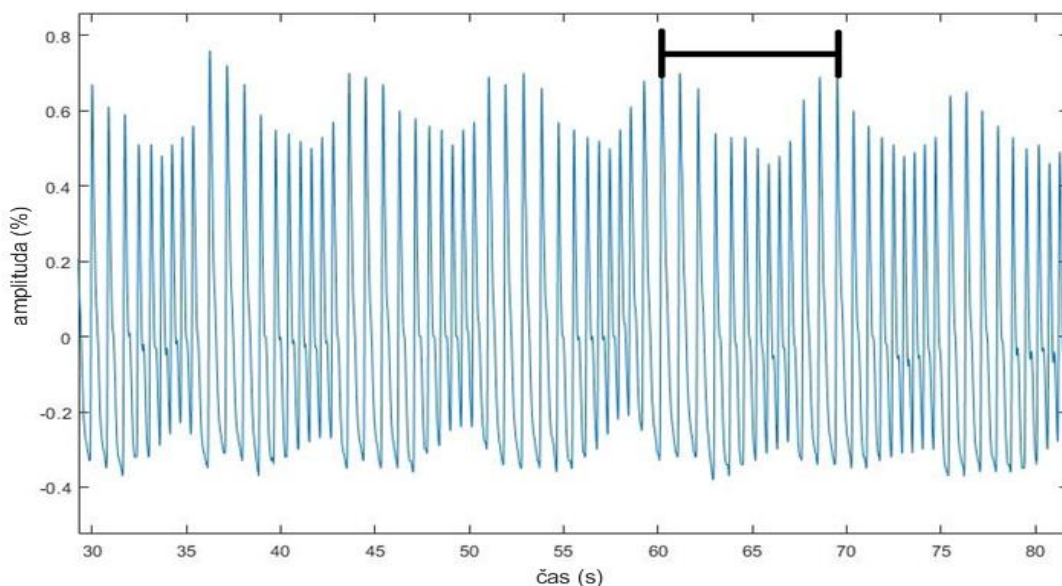
Pro předběžný odhad výsledku spektrální analýzy a její zpětné ověření správnosti byl využit vzorec 4.2 pro přepočítání časové periody na frekvenci,

$$f = \frac{1}{T} \quad (4.2)$$

kdy f je frekvence v Hz a T je perioda v sekundách. Pro výpočet dechové frekvence v deších za minutu musíme však 60 sekund vydělit časovou periodu T .

4.6.2 Metoda detekce měřením šířky dechových vln

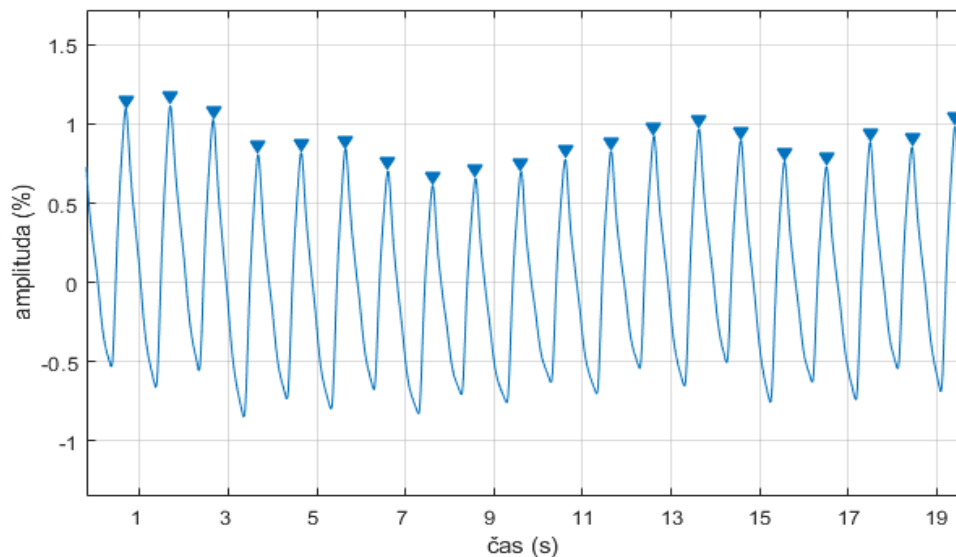
Dále byla navržena druhá metoda, která získává dechovou frekvenci přímo z tvaru pletysmografické křivky. Jak už bylo řečeno, pomocí prvotního experimentu bylo zjištěno, že pletysmografická křivka se v závislosti na dechové frekvenci zvlňuje a to přímo úměrně. Čím je tedy dechová frekvence rychlejší, tím se na pletysmografické křivce objeví za stejný časový interval více dechových vln. Vyvstala zde tedy možnost získat dechovou frekvenci ze šířky jedné dechové vlny v pletysmografické křivce, jak můžeme vidět na obr. č 4.14.



Obrázek 4.14: Měření šířky jedné dechové vlny.

Pro získání této vzdálenosti je třeba nejdříve nalézt dechové vlny, které získáme vytvořením obálky pletysmografické křivky. Tohoto je docíleno nalezením hodnot a pozic všech horních peaků pletysmografické křivky. Následně byl na pletysmografickou křivku použit klouzavý průměr (moving average), který upraví aktuální hodnotu na sumu nejbližších hodnot okolo aktuální (počet hodnot nastavuje uživatel) dělenou počtem použitých hodnot. Tento filtr způsobí vyhlazení dikrotických zářezů a diastolických peaků, které jsou pro analýzu zcela nepotřebné a pouze by způsobovaly chyby.

Klouzavý průměr však nemusí vždy všechny dikrotické zářezy a diastolické peaky dokonale odstranit, proto byly hledány peaky s minimální vzdáleností 50 bodů. Hodnota 50 bodů neboli 2 Hz byla zvolena z důvodu, že je již dostatečně velká, aby již nebyla schopna zachytit případné zbylé diastolické peaky. Zároveň, aby se do této hodnoty vešel další peak pletysmografické křivky, musel by proband mít tepovou frekvenci minimálně 120 tepů za minutu, čehož by při měření, kdy v klidu sedí, neměl dosahovat. Nalezení peaku pro vytvoření obálky lze vidět na obrázku č 4.15.

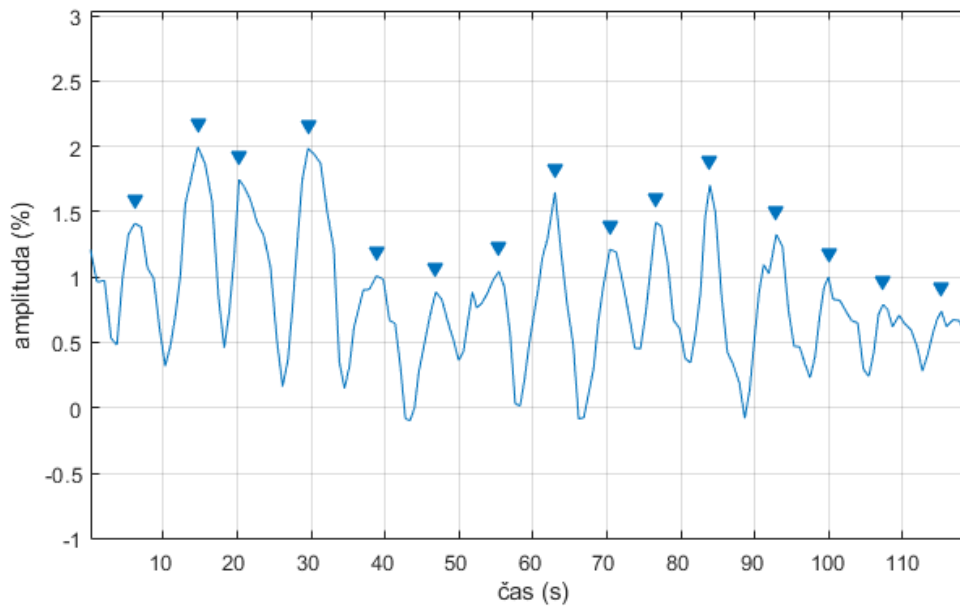


Obrázek 4.15: Nalezení peaků pletysmografické křivky.

Po nalezení pozic a hodnot těchto peaků z nich byla vytvořena obálka, která reprezentuje dechové vlny. Obálku lze vidět na obrázku č. 4.16. Jak je však na obrázku vidět, některé peaky se neskládají pouze z jednoho, ale například dvou blízkých, kdy každý má svůj vlastní vrchol. Pokud by byl při následném hledání lokálních maxim brán v potaz i právě menší ze dvou blízkých peaků, který však není vrcholem aktuální vlny, vzdálenost mezi vrcholy maxim dechových vln by byla značně zkrácena, což by znamenalo vyšší frekvenci. Z tohoto důvodu byla nejdříve nalezena všechna lokální maxima obálky a změřena výška od jejich paty peaku. Ze všech naměřených výšek byl následně vytvořen průměr.

```
[pks,locs] = findpeaks(pks1,locs2, 'MinPeakProminence',prumer_p*k);
```

Jak je vidět v kódu výše, tento průměr byl následně využit při hledání stejných peaků opět z obálky, avšak tentokrát s podmínkou, že hledaný peak musí být vyšší než průměrná výška vynásobená koeficientem k , který byl nastaven na 0.25. Nalezená lokální maxima s podmínkou minimální výšky lze vidět na obrázku č. 4.16.



Obrázek 4.16: Nalezení peaků dechových vln.

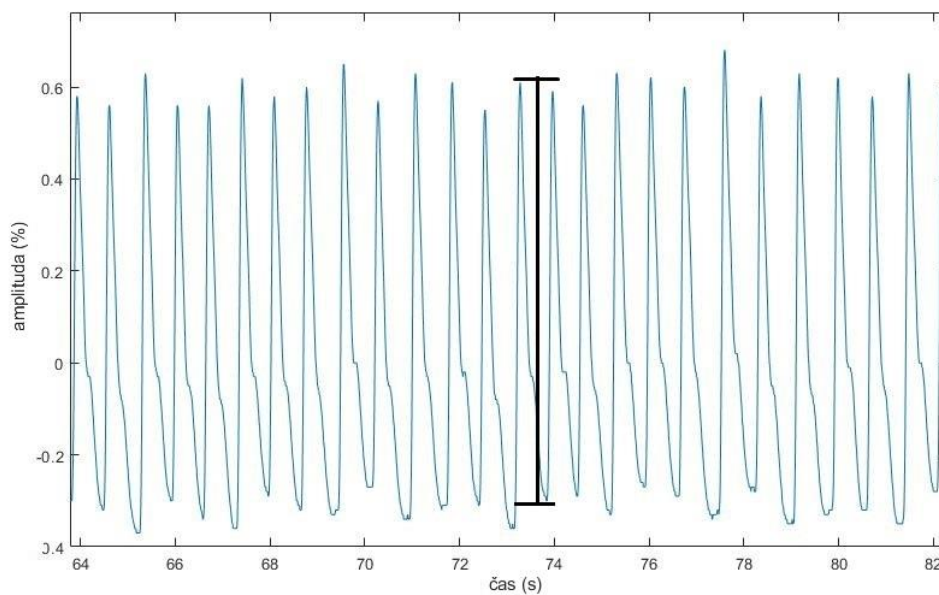
Z takto nalezených vzdáleností lze snadno určit dechovou frekvenci v reálném čase s velmi malým zpožděním, které by záviselo na délce jedné vlny. Pro lepší porovnání výsledků a statistické zpracování dat byl vypočten průměr z celého dvouminutového úseku, kterým byla následně vydělena jedna minuta pro získání finální dechové frekvence.

4.7 Metody pro zpracování dechového objemu

Pro zpracování získaných dat z pohledu analýzy dechového objemu z pletysmografické křivky, byly také navrženy dvě metody. První metoda analyzuje výšku amplitudy pletysmografické vlny. Druhá metoda analyzuje změnu amplitudy dechové vlny získané z pletysmografické křivky.

4.7.1 Metoda velikosti amplitudy pletysmografické vlny

Při prozkoumání dat z druhého pilotního experimentu se zdálo, že výška pletysmografické vlny je mimo jiné závislá na dýchaném dechovém objemu. Byla tedy navržena metoda měření hodnot peak to peak pletysmografické vlny, jak je vidět na obrázku č. 4.17.

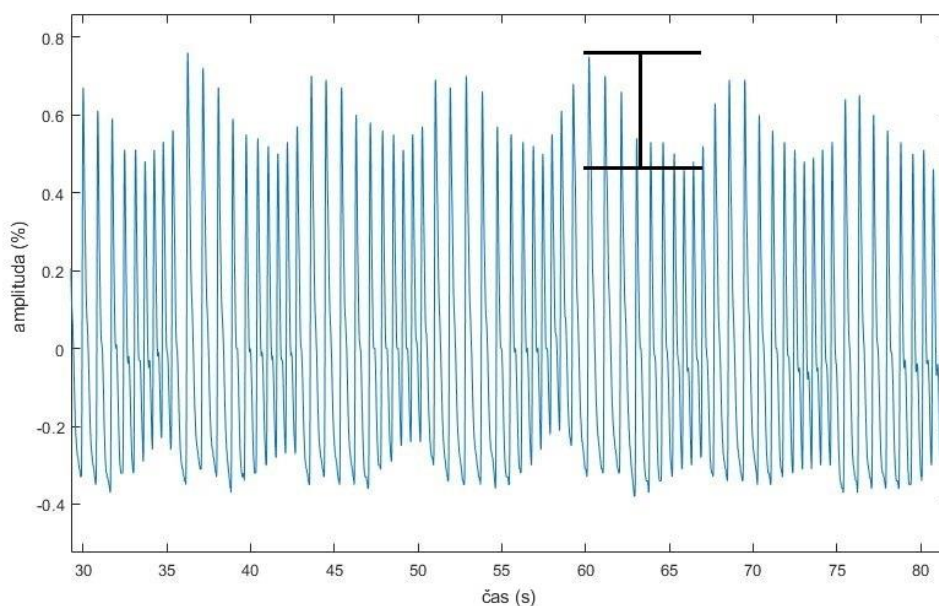


Obrázek 4.17: Měření hodnoty peak to peak plethysmografické vlny

Byly tedy vždy nalezeny hodnoty lokálního maxima a minima pro jednu vlnu a následně hodnoty od sebe odečteny. Avšak kvůli ne vysoké přesnosti této metody byla následně navržena druhá metoda.

4.7.2 Metoda velikosti změny dechové vlny

Druhá metoda již nepočítá s výškou celé plethysmografické vlny, ale se změnou amplitudy dechové vlny, jak lze vidět názorně na obrázku č. 4.18.



Obrázek 4.18: Měření rozdílů amplitudy jedné dechové vlny.

Za tímto účelem byla nalezena všechna lokální maxima, která měla minimální vzdálenost 50 bodů z důvodu vyloučení lokálních maxim u diastolických peaků. Z takto nalezených lokálních maxim byla opět vytvořena obálka pletysmografické křivky, která reprezentuje dechové vlny. V rámci obálky byly hledány lokální maxima i minima a jejich výšky od paty peaku, kdy tato výška byla opět následně zvlášť pro maxima a pro minima zprůměrována. Dále byly tyto stejné peaky hledány znova, avšak již s podmínkou minimální výšky, která činila vypočtený průměr vynásobený koeficientem k , jak lze vidět v části kódu níže.

```
[pks_plus,locs] =
findpeaks(pks1,locs1,'MinPeakProminence',prumer_p_plus*k);

[pks_minus,locs] =
findpeaks(pks1*-1,locs1,'MinPeakProminence',prumer_p_minus*k);
pks_minus=pks_minus*-1;
```

Koeficient k byl opět nastaven na 0,25. Nově nalezená lokální maxima a minima obálky pletysmografické křivky byla vzájemně odečtena a nalezen jejich medián. Vzhledem k tomu, že velikost změny amplitudy dechové vlny je závislá na velikosti celkové pletysmografické křivky, která je ovlivněna perfuzí probanda, byl medián rozdílu lokálních maxim a minim vydělen průměrnou amplitudou pletysmografické vlny. Tato průměrná amplituda byla vypočtena stejně jako v první metodě zpracování dechového objemu. Díky tomuto došlo k odstranění vlivu různě velké perfuze, která se napříč probandy velmi měnila. Také díky tomu došlo k určité normalizaci dat.

Vypočtené hodnoty byly následně vždy pro každého probanda vyneseny do grafu, kdy dýchaný dechový objem byl na ose y jako závislá proměnná a medián hodnoty amplitudy na ose x jako nezávislá proměnná. Takto vynesené hodnoty v grafech byly proloženy lineární spojnici trendu, ze které byl následně vypočten její přepis ve tvaru:

$$y = k \cdot x + q \quad (4.3)$$

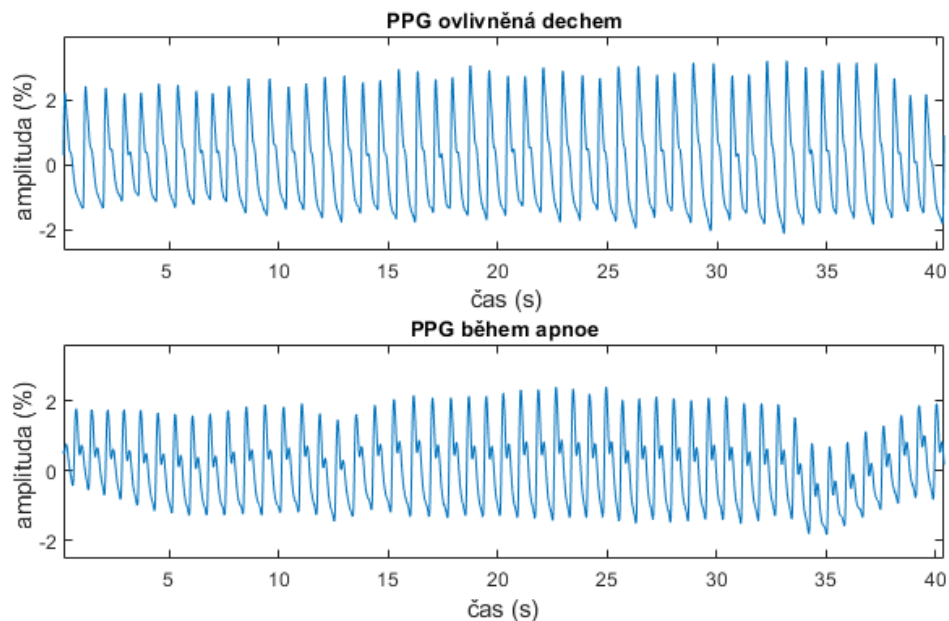
Ze získaných rovnic přímek byl následně vypočten průměrný koeficient k , neboli směrnice přímky, který byl následně dosazen zpět do původních rovnic přímek. Z nových rovnic přímek byly po dosazení mediánu vyděleného průměrnou výškou amplitudy pletysmografické vlny za x , vypočteny dechové objemy.

4.8 Metody pro zpracování detekce apnoe

Tato podkapitola se zabývá navrženými metodami pro detekci apnoické pauzy z pletysmografické křivky. První metoda detekuje apnoi ve frekvenčním spektru, zatímco druhá metoda detekuje apnoi v časové oblasti.

4.8.1 Metoda detekce spektrální analýzou

První metoda je zaměřena na detekci apnoe pomocí spektrální analýzy, která již byla použita pro získání dechové frekvence. Jestliže z prvního pilotního experimentu víme, že pletysmografická křivka, která není ovlivněná dechem, nemá žádnou základní linii a měla by být tedy naprosto rovná, tak by takto měla vypadat i pletysmografická křivka apnoe. Jednoduše řečeno by se tedy mělo vytratit vlnění (dechové vlny), jehož vzdálenost byla například využita ve druhé metodě pro měření dechové frekvence, které by se projevilo právě ve spektrální analýze. Porovnání vlnění z úseku s dechem a bez dechu lze vidět na obrázku č. 4.19.



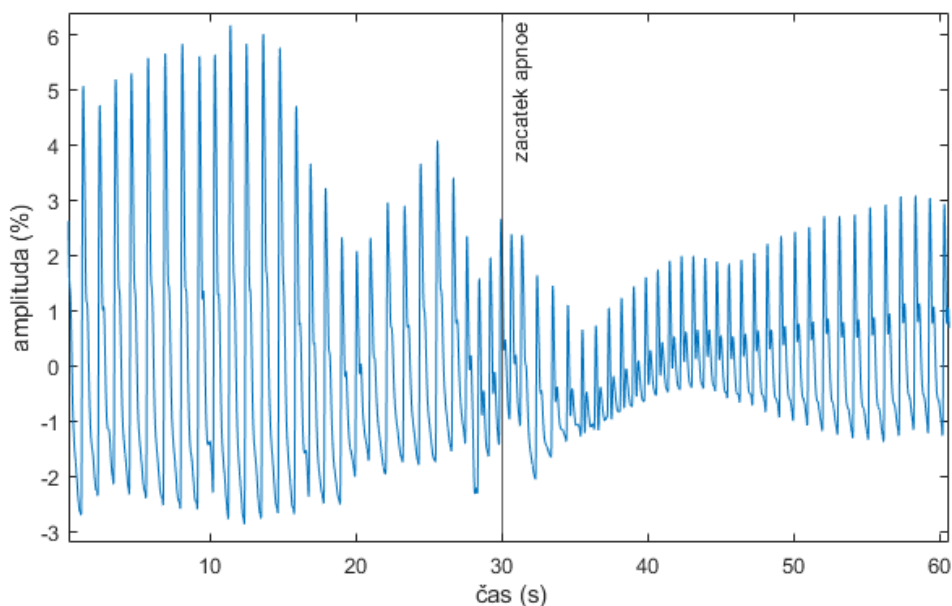
Obrázek 4.19: Pletysmografická křivka ovlivněná dechovou frekvencí a pletysmografická křivka během apnoe.

V první metodě byla provedena spektrální analýza z úseku, kdy proband běžně dýchal dle svého uvážení. Druhá spektrální analýza byla provedena z úseku, kdy proband zadržoval dech. Tyto dvě spektrální analýzy byly následně porovnány a pozorovány jejich vzájemné rozdíly. Teoreticky spektrální analýza s dechem by měla obsahovat jeden či více peaků, které budou udávat dechovou frekvenci, kterou proband dýchal. Zatímco spektrální analýza bez dechu by tyto peaky obsahovat neměla a měla by být ve frekvenční části pro dechovou frekvenci utlumená.

4.8.2 Metoda detekce změnou amplitudy pletysmografické křivky

Druhá metoda detekce apnoe je zaměřená na hledání změn na pletysmografické křivce v časové oblasti. V druhém pilotním experimentu bylo zjištěno, že pletysmografická křivka reaguje na simulaci apnoické pauzy zadržením dechu prakticky

okamžitě svým tvarem. Pletysmografická křivka značně sníží svoji amplitudu a zvětší velikost diastolického peaku. Snížení amplitudy je ukázáno na obrázku č. 4.20.



Obrázek 4.20: Snížení amplitudy PPG po začátku apnoe.

Byla tedy navržena metoda, která právě toto snížení amplitudy vyhledává. Pro nalezení snížení velikosti amplitudy plethysmografické křivky byla vypočtena plocha pod křivkou vždy pod pěti vlnami plethysmografické křivky. Horní hranicí počítané plochy byla samotná plethysmografická křivka. Dolní hranici tvořila přímka, která spojovala lokální minima, která vždy ohraničují jednu vlnu. Kód pro výpočet této plochy lze vidět níže.

```
[pks,locs] = findpeaks(movmean(pleth10(eval(castapnoe)),20)*-1,
'MinPeakDistance',HR*k);pks=pks*-1; %nalezení lokálních minim
cela_plocha=0;plocha_pod_krivkou=0;
for ii=3:2:(length(locs)-2) %výpočet plochy pod křivkou
xlocs=locs(ii-2:ii+2);xlocs=xlocs.';
ypks=pks(ii-2:ii+2);ypks=ypks.';
y=pleth10(locs(ii-2):locs(ii+2));
cela_plocha = trapz(y); %výpočet celé plochy pod křivku
odecet_plochy = trapz(xlocs,ypks); %výpočet plochy pod
lokálními minimy
plocha_pod_krivkou (locs(ii-2):locs(ii+2))=cela_plocha-
odecet_plochy; %výpočet plochy plethysmografické vlny
end
```

Následně po začátku apnoe byla nalezena první nejnižší hodnota plochy pod křivkou, která značí čas, za který je možno detekovat apnoickou pauzu z plethysmografické křivky.

Vzhledem k tomu, že na každém probandovi byly naměřeny tři sady apnoí, byly všechny tři časy zprůměrovány v jeden průměrný čas detekce apnoe za probanda. Pro porovnání byly stejným způsobem zprůměrovány tři časy detekce apnoe pomocí měření dechové frekvence impedanční metodou skrze EKG svody a také tři časy ze spirometrického měření.

4.9 Statistické vyhodnocení dat

Pro následné porovnání výsledků použitých metod byly vypočteny následné statistické hodnoty, kdy první z nich je průměr,

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i - Ref \quad (4.4)$$

kdy n je počet probandů, x_i je naměřená hodnota a Ref je referenční hodnota. Další použitou statistickou mírou byla směrodatná odchylka pro jejíž výpočet byl použit vzorec 4.5,

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (4.5)$$

kdy n je počet probandů, x_i je naměřená hodnota a \bar{x} je průměr. Dále byla jako kombinace průměru a směrodatné odchylky vypočtena střední kvadratická chyba, která je uvedena ve vzorci 4.6.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - Ref)^2} \quad (4.6)$$

Jako poslední byla vypočtena relativní chyba měření podle vzorce 4.7,

$$\delta = \frac{x - Ref}{Ref} \cdot 100 \quad (4.6)$$

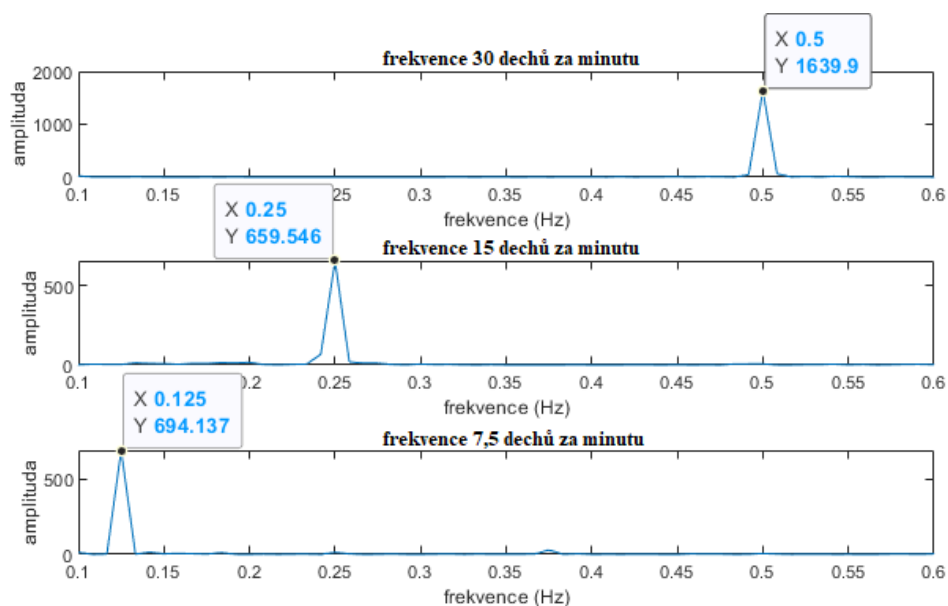
kde x je naměřená hodnota a Ref je referenční hodnota.

5 Výsledky

Kapitola výsledky uvádí dosažené výsledky bakalářské práce. V podkapitole 5.1 jsou uvedeny a porovnány výsledky dvou aplikovaných metod detekce dechové frekvence z pletysmografické křivky a jejich porovnání s referencí. Podkapitola 5.2 uvádí výsledky pro dvě navržené metody zisku dechového objemu z pletysmografické křivky. V podkapitole 5.3 jsou uvedeny dosažené výsledky možností detekce apnoické pauzy a jejich srovnání s konvenčními metodami.

5.1 Analýza dechové frekvence spektrální analýzou a metodou šířky dechových vln

V rámci analýzy byly navrženy dvě metody pro získání dechové frekvence z pletysmografické křivky. První metoda získává dechovou frekvenci z pletysmografické křivky převedením z časového do frekvenčního spektra pomocí FFT. Získaná frekvenční spektra pro tři různé dechové frekvence jsou vidět na obrázku číslo 5.1.



Obrázek 5.1: Tři spektrální analýzy pro tři různé dechové frekvence.

Tyto tři dýchané dechové frekvence byly pro všechny probandy nastaveny stejně, jelikož všichni probandi dýchali podle videa (viz. kapitola 4.5). Spektrální analýza byla vždy prováděna z celého dvouminutového záznamu pro danou frekvenci. V první spektrální analýze je vidět jeden peak o hodnotě 0,5 Hz. Tato hodnota podle vzorce 4.2 odpovídá 30 dechům za minutu. Ve druhé spektrální analýze lze vidět opět pouze jeden peak, který má hodnotu 0,25 Hz, kdy tato hodnota odpovídá 15 dechům za minutu. V poslední spektrální analýze se nachází peak na hodnotě 0,125 Hz, což odpovídá 7,5

dechům za minutu. Takto byla provedena spektrální analýza pro naměřená data ze všech sedmnácti probandů. Dechová frekvence byla vždy dopočítána z nejvyššího peaku ve spektrální analýze ve frekvenčním rozmezí 0,1–0,6 Hz.

Získávání dechové frekvence z pletysmografické křivky pomocí spektrální analýzy není však pro reálnou aplikaci příliš vhodné. Z tohoto důvodu byla vymyšlena a navržena druhá metoda, která získává dechovou frekvenci z pletysmografické křivky v časové oblasti. Jak již bylo řečeno, tato metoda měří šířku dechové vlny získané z pletysmografické křivky, na jejímž základě je vypočtena dechová frekvence. Naměřené frekvence pomocí spektrální analýzy a metody šířky vln pro jednotlivé probandy jsou uvedeny v tabulce č. 5.1.

Tabulka 5.1: Nalezené dechové frekvence pomocí dvou metod.

Proband	Dechová frekvence (dechů/min)					
	Spektrální analýza			Metoda šířky vln		
	30 dechů/min	15 dechů/min	7,5 dechů/min	30 dechů/min	15 dechů/min	7,5 dechů/min
1	7,0	15,0	7,5	29,9	14,8	8,2
2	7,5	15,0	7,5	29,4	15,0	7,8
3	30,0	15,0	7,5	30,5	15,1	7,6
4	30,0	15,0	7,5	29,4	15,0	8,1
5	30,0	15,0	7,5	30,2	15,0	7,4
6	30,0	15,0	15,0	30,6	15,1	7,7
7	30,0	15,0	7,5	30,0	15,3	7,5
8	30,0	15,0	7,5	30,8	15,0	8,0
9	30,0	15,0	7,5	30,1	14,8	7,5
10	30,0	15,0	7,5	27,9	14,8	7,4
11	8,5	15,0	7,5	29,2	14,9	7,5
12	30,0	15,0	7,5	30,0	15,3	26,7
13	30,0	15,0	7,5	27,3	15,0	7,4
14	30,0	15,0	7,5	29,7	15,1	8,1
15	30,0	15,0	7,5	30,2	15,0	7,9
16	31,0	15,0	7,5	30,9	14,8	7,3
17	30,0	15,0	7,5	29,9	14,8	7,7

V tabulce lze vidět, že při použití spektrální analýzy pro dechovou frekvenci 30 dechů za minutu byl nejvyšší peak třikrát velmi vzdálený od referenční hodnoty. U dechové frekvence 7,5 dechů za minutu se vychýlila značně hodnota pouze jednou.

Dále lze vidět, že u metody šířky vln se všechny vypočtené hodnoty dechové frekvence pohybovaly relativně blízko okolo frekvenční reference, která vychází z videa, podle kterého probandi dýchali. Pouze u jednoho probanda vyšla při referenční dechové frekvenci 7,5 dechů za minutu dechová frekvence 26,7 dechů za minutu.

Pro porovnání těchto dvou metod pro získání dechové frekvence byl vypočten průměrný rozdíl naměřených hodnot od reference, směrodatná odchylka naměřených hodnot a střední kvadratická odchylka naměřených hodnot. V rámci jedné metody byly hodnoty spočítány odděleně pro všechny výsledky a pro výsledky s vyloučenými hodnotami, které byly od reference extrémně vzdálené (dále označovány jako chybové hodnoty). Vypočtené hodnoty jsou uvedeny v tabulce č. 5.2.

Tabulka 5.2: Statistické vyhodnocení obou metod.

Způsob zpracování	Statistické vyhodnocení			
	Spektrální analýza		Metoda šířky vln	
	S chybovými hodnotami	Bez chybových hodnot	S chybovými hodnotami	Bez chybových hodnot
Průměr	-1,15	0,02	0,35	-0,02
Směrodatná odchylka	5,40	0,14	2,73	0,59
Střední kvadratická odchylka	5,52	0,14	2,75	0,59
Průměrná chyba měření	6,40 %	0,06 %	7,00 %	2,00 %

Z tabulky lze vidět, že vypočtené průměry rozdílů vypočtených hodnot od reference, se v rámci obou metod při počítání bez chybových hodnot, pohybují velmi blízko nuly. To samé však již neplatí pro směrodatnou odchylku, která je pro výsledky s chybovými hodnotami větší pro spektrální analýzu. Pro výsledky bez chybových hodnot je však směrodatná odchylka větší pro metodu šířky vln.

5.2 Analyzování dechového objemu

V této podkapitole jsou uvedeny výsledky dvou použitých metod pro získání dechového objemu z pletysmografické křivky.

5.2.1 Celková výška pletysmografické vlny

První navržená metoda pro získání dechového objemu, která vycházela z druhého pilotního experimentu, byla založena na předpokladu, že v rámci jednoho probanda bude výška jednotlivých pletysmografických vln ovlivněna přímo úměrně dechovým objemem. Vypočtené hodnoty průměrné výšky pletysmografické vlny pro každý objem lze vidět v tabulce č. 5.3.

Tabulka 5.3: Průměrné výšky pletysmografické vlny pro různé dechové objemy.

Proband	Průměrná výška pletysmografické vlny			Snižování amplitudy s objemem
	Pro velký objem	Pro střední objem	Pro malý objem	
1	6,52	6,34	5,87	ANO
2	2,00	3,54	4,14	NE
3	1,50	1,59	1,88	NE
4	7,71	10,21	9,68	NE
5	3,61	3,55	3,65	NE
6	0,60	0,64	0,65	NE
7	0,80	0,99	1,75	NE
8	0,69	0,72	0,81	NE
9	0,85	1,16	1,04	NE
10	0,99	0,61	0,71	NE
11	2,12	2,61	1,84	NE
12	0,36	0,45	0,48	NE
13	1,31	1,86	1,86	NE
14	0,74	0,78	0,72	NE
15	0,43	1,01	0,81	NE
16	2,63	4,80	2,04	NE
17	7,82	7,27	6,23	ANO

Vzhledem k tomu, že se snižování výšky pletysmografické vlny se snižujícím objemem potvrdilo pouze u dvou z celkového počtu sedmnácti probandů, nebyla tato metoda nijak dále zpracována ani vyhodnocována.

5.2.2 Velikost změny amplitudy dechové vlny

Druhá metoda se zaměřuje na získání dechového objemu ze změny amplitudy dechové vlny, jak již bylo popsáno v metodách. Z naměřených dat byl nejdříve v rámci každého probanda pro každý dechový objem vypočten medián změny amplitudy. Vypočtené hodnoty byly vyděleny průměrnou výškou pletysmografické vlny pro odstranění vlivu měnící se perfuze. Výsledné hodnoty jsou uvedeny v tabulce č. 5.4.

Tabulka 5.4: Medián hodnoty změny amplitudy dechové vlny pro různé dechové objemy.

Proband	Medián změny amplitudy pletysmografické křivky		
	Pro velký objem	Pro střední objem	Pro malý objem
1	0,51	0,56	0,36
2	0,33	0,11	0,03
3	0,31	0,32	0,08
4	0,15	0,04	0,10
5	0,39	0,22	0,16
6	0,32	0,16	0,07
7	0,63	0,40	0,16
8	0,53	0,35	0,26
9	0,29	0,19	0,07
10	0,29	0,28	0,08
11	0,92	0,71	0,51
12	0,43	0,26	0,21
13	0,85	0,19	0,21
14	0,50	0,37	0,13
15	0,42	0,38	0,31
16	0,42	0,23	0,34
17	0,46	0,40	0,23

Z další analýzy byli probandi 1, 3, 4, 13 a 16 vyloučení, jelikož se jejich medián změny amplitudy vydělený průměrnou výškou pletysmografické vlny postupně nesnižoval s klesajícím dechovým objemem. Z hodnot byly následně získané přímky pro každého probanda. Všechny získané přímky vyjma přímek vyloučených probandů jsou uvedeny v tabulce č. 5.5.

Tabulka 5.5: Získané rovnice přímek.

Proband	Rovnice přímek
2	$x \cdot 4048.85 + 468.5359$
5	$x \cdot 4990.67 - 99.4659$
6	$x \cdot 4800.75 + 224.2688$
7	$x \cdot 2778.95 + 72.4203$
8	$x \cdot 4999.84 - 741.5324$
9	$x \cdot 4211.95 + 231.5908$
10	$x \cdot 4266.76 + 257.523$
11	$x \cdot 3300.96 - 1186.7955$
12	$x \cdot 5101.92 - 405.1194$
14	$x \cdot 3459.33 + 28.0759$
15	$x \cdot 11010.48 - 2915.3087$
17	$x \cdot 4684.89 - 554.1028$

Z prepisů přímek byla následně vypočtena průměrná hodnota směrnice přímky, která se rovnala 4804,61. Tato hodnota byla dosazena zpět do rovnic přímek s původním koeficientem q pro každého probanda. Následně byly do rovnic přímek postupně dosazeny hodnoty z tabulky č. 5.4 a vypočteny dechové objemy. Porovnání vypočtených objemů s objemy, které probandi reálně dýchali je vidět v tabulce č. 5.6.

Tabulka 5.6: Porovnání naměřeného a vypočteného dechového objemu.

Proband	Naměřený objem (ml)	Vypočtený objem (ml)	Rozdíl objemů (ml)
2	1791	2068	-277
	1024	1018	6
	532	624	-92
5	1798	1754	44
	1100	955	145
	618	665	-47
6	1745	1743	2
	969	979	-10
	544	538	6
7	1860	3108	-1247
	1132	2013	-881
	547	840	-293
8	1897	1809	88
	1061	948	114
	526	505	21
9	1440	1622	-182
	1044	1136	-92
	532	585	-53
10	1866	1635	232
	1059	1607	-548
	617	650	-33
11	1875	3239	-1364
	1100	2205	-1105
	514	1256	-742
12	1746	1648	98
	1055	862	193
	575	598	-23
14	1908	2427	-519
	1092	1825	-733
	552	647	-96
15	1858	-898	2756
	1057	-1080	2137
	632	-1404	2036
17	1829	1667	161
	1044	1383	-338
	587	541	46

Z tabulky lze vidět, že u probanda 7, 11 a 15 se naměřené a vypočtené hodnoty velmi liší. Z toho důvodu byly opět vypočteny hodnoty průměru a směrodatné odchylky nejdříve pro všechny rozdíly dechových objemů a následně pro hodnoty, ze kterých byly vyloučené ty s extrémní odchylkou. Vypočtené hodnoty průměru a směrodatné odchylky jsou uvedeny v tabulce č. 5.7.

Tabulka 5.7: Hodnoty průměru a směrodatné odchylky rozdílu objemů.

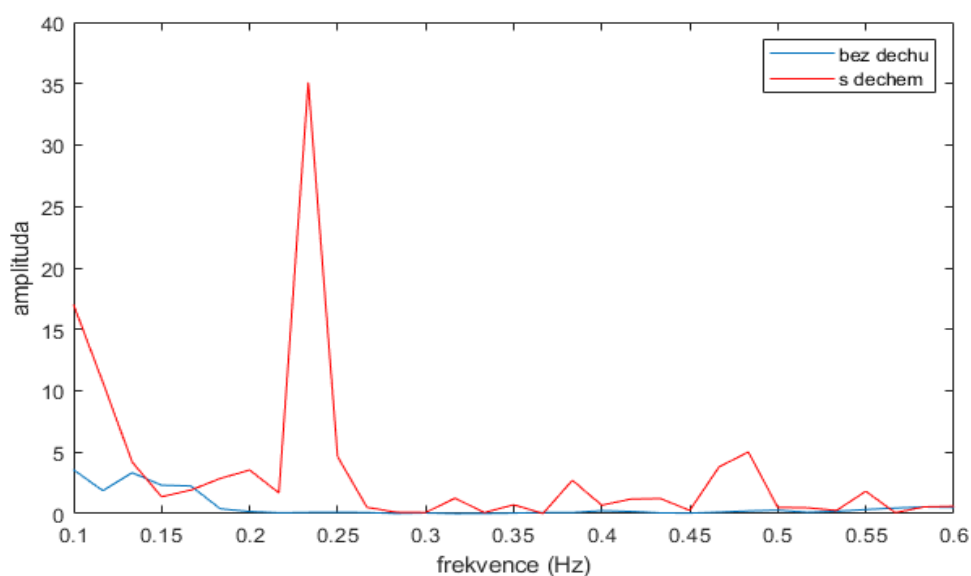
	Všechny hodnoty rozdílu	Hodnoty rozdílu bez extrémních
Průměr	-16	-70
Směrodatná odchylka	815	228

5.3 Možnosti detekce apnoické pauzy

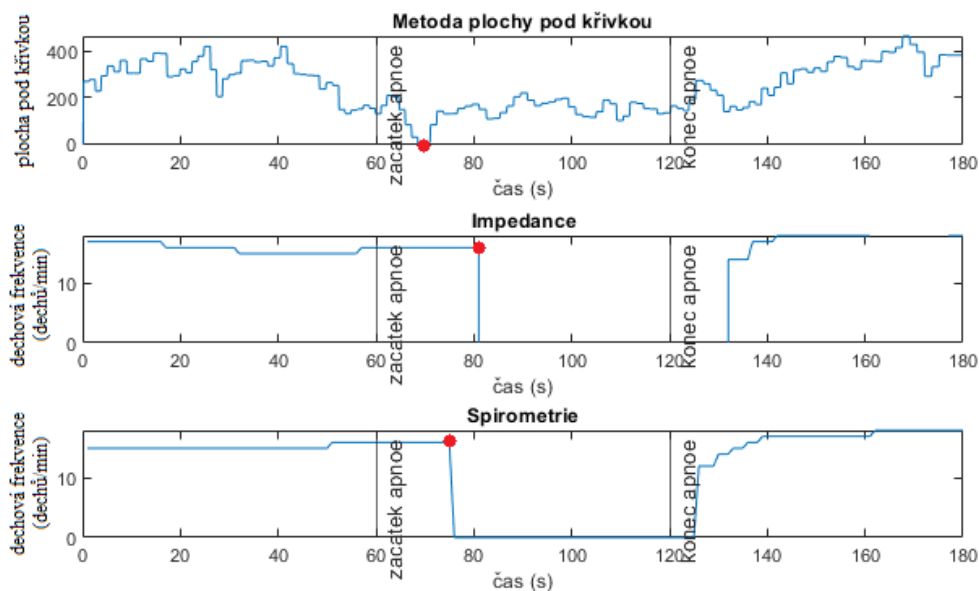
Tato podkapitola se zabývá výsledky použitých metod pro detekci apnoické pauzy z pletysmografické křivky.

5.3.1 Detekce spektrální analýzou

První metoda využívá spektrální analýzy pro detekci apnoické pauzy ve frekvenční oblasti. V rámci frekvenčního spektra byl sledován stejný rozsah frekvencí jako u analýzy dechové frekvence, tedy 0,1–0,6 Hz. Vždy byla provedena spektrální analýza na úseku pletysmografické křivky, která byla ovlivněna dechem, a následně byla porovnána se spektrální analýzou apnoické pauzy. Na obrázku č. 5.2 lze vidět porovnání obou spekter.



Obrázek 5.2: Porovnání spekter pletysmografické křivky s dechem a během apnoe.



Obrázek 5.4: Porovnání nalezených bodů detekce apnoe.

Z obrázku lze vidět, že nejkratší čas potřebuje pro detekci metoda výpočtu plochy pod křivkou. Na druhou stranu nejdelší čas pro detekci potřebuje impedanční metoda.

Tabulka 5.8: Porovnání časů detekce apnoe pro různé metody.

Proband	Časy detekce apnoe (s)		
	Pletysmografická křivka	Spirometrie	Impedance
1	7,2	17,7	30,7
2	7,5	17,7	20,3
3	15,7	14,3	25,0
4	5,7	18,0	23,0
5	15,0	15,3	21,7
6	4,5	21,3	24,3
7	11,1	18,0	35,7
8	8,2	16,7	27,0
9	10,7	16,0	26,3
10	8,2	14,0	21,0
11	10,5	15,0	20,7
12	8,5	17,3	30,7
13	6,7	16,3	23,0
14	13,1	15,3	31,0
15	8,9	11,7	18,3
16	10,4	15,0	21,3
17	9,9	18,3	22,7

Pro porovnání jednotlivých metod byl z průměrných časů za probandy pro každou metodu vypočten jeden průměrný čas a také směrodatná odchylka. Výsledné hodnoty lze vidět v tabulce č. 5.9.

Tabulka 5.9: Statistické porovnání metod detekce apnoe.

	Metoda detekce apnoe		
	Pletysmografická křivka	Spirometrie	Impedance
Průměr	9,5	16,4	24,9
Směrodatná odchylka	3,0	2,1	4,6

Z tabulky lze vidět, že nejnižší průměrný čas detekce má metoda, která využívá k detekci pletysmografickou křivku, zatímco nejdelší průměrný čas vykazuje metoda detekce apnoe pomocí impedančního měření. Nejmenší směrodatnou odchylku měla spirometrická metoda.

6 Diskuse

Hlavním zjištěním této bakalářské práce je, že pletysmografická křivka je dechovou frekvencí, dechovým objemem a apnoí značně ovlivněná. Dále bylo zjištěno, že dechovou frekvenci z pletysmografické křivky je možné měřit více metodami, kdy tyto metody měří dechovou frekvenci velmi přesně. Dále byla zjištěna závislost pletysmografické křivky na dechovém objemu a navržena metoda pro získání tohoto objemu. Jako poslední bylo zjištěno, že apnoická pauza je z pletysmografické křivky velmi rychle detekovatelná. Navržená metoda vykazovala nižší detekční časy než impedanční či spirometrická metoda.

V rámci této bakalářské práce byl na základě poznatků z prvních dvou pilotních experimentů sestaven finální experiment pro měření na probandech. Samotný experiment byl rozdělen do tří částí, kdy každá část byla zaměřená na získání záznamu pletysmografické křivky ovlivněné jinými parametry respirační soustavy

Pro detekci dechové frekvence byly navrženy dvě metody, kdy první vycházela z teorie, zatímco druhá byla navržena jako reakce na nedostatky první metody. První metoda získává dechovou frekvenci z pletysmografické křivky ve frekvenční oblasti. Ve frekvenční oblasti byl stanoven rozsah frekvencí od 0,1 Hz, která odpovídá 6 dechům za minutu, do 0,6 Hz, což odpovídá 36 dechům za minutu. Takovéto rozmezí bylo nastaveno z toho důvodu, že vyšší nebo nižší dechová frekvence již není pro dospělé lidi fyziologická v klidovém stavu. Metoda spektrální analýzy při provedení z celého dvouminutového záznamu pletysmografické křivky je metoda velmi přesná, jak ukazuje tabulka 5.1. Nejvyšší nalezený peak ve stanoveném frekvenčním rozsahu, až na pár výjimek, odpovídal referenční dechové frekvenci. Nejvíce chybových hodnot, které byly od reference extrémně vzdálené, bylo pro 30 dechů za minutu a to konkrétně u třech probandů. U těchto probandů se peak pro 30 dechů za minutu ve frekvenčním spektru také nacházel, avšak nebyl největší. Toto může být způsobeno určitou setrvačností pletysmografické křivky ovlivněné předchozím dýcháním nebo pohybovými artefakty v signálu. Metoda detekce dechové frekvence z frekvenčního spektra se však pro použití v běžné praxi neukázala jako vhodná, kvůli potřebě velkého časového okna pro spektrální analýzu, aby se dechová frekvence vůbec projevila, natož měla určitou přesnost.

Z toho důvodu byla navržena druhá metoda, která zpracovává pletysmografickou křivku v časové oblasti měřením vzdáleností mezi peaky dechových vln. Pro získání této dechové frekvence byl vypočten průměr ze všech naměřených hodnot vzdáleností mezi peaky dechových vln. Z výsledných hodnot uvedených v tabulce č. 5.1 můžeme vidět, že se pouze jedna hodnota značně vychýlila od dechové reference. Při porovnání obou metod při výpočtu s extrémními odchylkami se metoda šířky vln ukazuje jako přesnější. Průměrná hodnota rozdílu vypočtené a referenční dechové frekvence je 0,35 dechů za minutu pro metodu šířky vln a 1,15 dechu za minutu pro spektrální analýzu. Směrodatná

odchylka metody šířky vln byla 2,73, což značí, že data nebyla od průměru příliš vzdálená. Na druhou stranu spektrální analýza měla již směrodatnou odchylku 5,52. Takováto vyšší hodnota je způsobena právě zmiňovanými extrémními odchylkami. Střední kvadratická odchylka metody šířky vln byla 2,75 a průměrná chyba měření 7,0 %. Pro metodu spektrální analýzy tyto hodnoty činily 5,52 a 6,4 %. Při porovnání obou metod bez extrémních odchylek mají metody stejný průměr, akorát s odlišnými znaménky. Avšak metoda spektrální analýzy, při odstranění chybových hodnot, se ukazuje jako přesnější, jelikož její směrodatná odchylka a standardní kvadratická odchylka jsou 0,14, zatímco pro metodu šířky vlny tyto hodnoty činily 0,59. Toto dokazuje i vypočtená průměrná chyba měření, která byla u spektrální analýzy pouze 0,06 % a u metody šířky vln 2,00 %.

Druhá část bakalářské práce byla zaměřena na získání dechového objemu z pletysmografické křivky. Za tímto účelem byly navrženy dvě metody, přičemž první vycházela z druhého pilotního experimentu, kdy se zdálo, že dechový objem ovlivňuje amplitudu pletysmografické vlny. Tato domněnka se na větším počtu probandů nepotvrdila, jelikož velikost amplitudy vlny se zvětšovala s objemem pouze u dvou ze sedmnácti probandů, jak je vidět z tabulky č. 5.3. Toto mohlo být způsobeno tím, že perfuze, která značně ovlivňuje amplitudu pletysmografické vlny, se mění natolik, že v rámci měření tří objemů nebyla již konstantní. Z tohoto důvodu tato metoda nebyla dále nijak zpracovávána.

Druhá zkonstruovaná metoda se snažila detekovat dechový objem na základě změny výšky amplitudy dechové vlny v pletysmografické křivce. Medián ze všech vypočtených amplitud dechových vln byl následně vydělen průměrnou výškou pletysmografické vlny pro odstranění vlivu perfuze. Pro pět probandů se však vypočtená amplituda s rostoucím objemem nezvyšovala, a proto byli z následujícího zpracování vyřazeni. Nezvyšování amplitudy s rostoucím dechovým objemem mohlo být způsobeno například rychlým zahřátím prstu a tím i rychlá změna perfuze během měření, případně i výskytem pohybových artefaktů v pletysmografické křivce. Chyby také mohly nastat vlivem dýchání nefyziologických objemů, díky kterým mohlo být v organismu více či méně kyslíku. Na tuto změnu mohlo tělo reagovat kompenzačními mechanismy, které ovlivňují vazokonstrikci, či vazodilataci tepen a tím ovlivnit perfuzi. Pro zbylé probandy byla zjištěna rovnice přímky jejich lineární spojnice trendu, ze kterých bylo následně vypočteno průměrné k , které je směrnici přímky. Tato směrnice přímky byla dosazena zpět do přepisů přímek každého probanda s původním q , které zde působí jako kalibrační koeficient pro každého probanda. Po dosazení průměrné směrnice přímky zpět do přepisů přímek byly z amplitud vypočteny dechové objemy. U jednoho probanda vyšly vypočtené objemy záporné, jelikož jeho originální koeficient k byl třikrát větší a q bylo vysoké záporné číslo. Pro další dva probandy vyšly objemy vyšší než původní, jelikož jejich originální přepis přímky se od ostatních značně odlišoval. Avšak hodnota vypočteného průměru pro všechny hodnoty byla pouhých -16 ml. Směrodatná odchylka byla 815, což

ukazuje na veliký rozptyl, který je však způsoben hodnotami, které se extrémně odchyľují. Po vyřazení těchto hodnot vyjde průměrná hodnota -70 ml a směrodatná odchylka 228.

Poslední část této bakalářské práce byla zaměřená na analyzování schopnosti detekce apnoické pauzy z pletysmografické křivky. První metoda detekuje apnoickou pauzu pomocí spektrální analýzy ve frekvenční oblasti. Bylo zjištěno, že frekvenční spektrum v rozsahu $0,1-0,6$ Hz, kde se nachází peaky dechové frekvence, je značně utlumené. V této části se většinou žádné peaky nenacházely, nebo pouze velmi malé. Tato metoda však není pro detekci příliš vhodná, jelikož potřebuje veliké časové okno.

Z toho důvodu byla použita druhá metoda, která detekuje apnoi na základě tvaru pletysmografické křivky. Z vizuálního hlediska je totiž apnoe z pletysmografické křivky velmi snadno a okamžitě detekovatelná, jelikož PPG mění svůj tvar prakticky ihned a to změnou velikosti amplitud vln. Byl tedy vždy vypočten průměr plochy pod křivkou pěti vln pletysmografické křivky. V grafu bylo poté hledáno lokální minimum po začátku apnoe. Tato metoda průměrně odhalila apnoi z pletysmografické křivky za 9,5 sekundy se směrodatnou odchylkou 3,0. Pro porovnání byla na probandech detekována apnoe i pomocí impedančního měření skrze EKG svody a pomocí spirometrie, kdy tyto metody jsou běžně využívány v klinické praxi. Spirometrie detekovala apnoi průměrně za 16,4 sekundy se směrodatnou odchylkou 2,1. Největší zpoždění měla impedanční metoda, která odhalila apnoi průměrně za 24,9 sekundy se směrodatnou odchylkou 4,6. Toto zpoždění u impedanční a spirometrické metody může být způsobeno nastavenými proměřovacími časy, ať už samotné metody, tak i nastavením monitoru životních funkcí.

Limitací této práce je bezpochyby rozsah probandů, kterých bylo sedmnáct a také jejich omezený věkový rozdíl, který byl 20–23. Výsledky by byly transparentnější při větším počtu probandů s lepším populačním zastoupením. Další limitací je, že data byla měřena na zdravých probandech bez jakýchkoliv zdravotních problémů. Dále u experimentu byly nastavené laboratorní podmínky, kdy probandi v klidu seděli a nehýbali se. Data tedy nebyla zatížena velkým počtem pohybových artefaktů, které se při laboratorním měření objeví zřídka kdy a způsobily by signál těžko čitelným. Další nepřesnosti mohly nastat při získávání dat, kdy probandi nemuseli provádět dechové manévry úplně přesně. Například při simulování apnoe nemuseli probandi zadržet dech přesně v okamžik, na kdy byl stanoven začátek apnoe. Dále mohli vzniknout nepřesnosti při zpracovávání dat, kdy při hledání peaků, kvůli nastavenému rozsahu 50 bodů, mohly být nalezeny lokální maxima diastolických peaků nebo při zrychlení tepové frekvence mohlo dojít k vynechání jedné pletysmografické vlny. Dále pokud se v signálu nacházel pohybový artefakt, tak také mohl lehce ovlivnit výsledky. Určitou limitací jsou i kompenzační mechanismy lidského těla, jako například vazokonstrikce či vazodilatace, které mohly nastat během dýchání nefyziologických hodnot, kterými byla dechová frekvence 30 a 7,5 dechů za minutu, či dechový objem 1,8 l. Projev těchto kompenzačních mechanismů na pletysmografickou křivku není však dostatečně prozkoumán.

Do budoucna by se analýza dala vylepšit například použitím zářezového IIR filtru či případně FIR filtru. Dále by byla možnost filtrovat pletysmografickou křivku od dalších aktuálně měřených biosignálů, jako je například tepová frekvence. V neposlední řadě by mohly být použity k detekci neurální sítě či strojové učení. Dále by se mohl rozšířit počet probandů a také jejich rovnoměrné zastoupení v populaci. V neposlední řadě by mohlo proběhnout zpracování dat získaných z klinické praxe. Největší prostor pro další zlepšování se nachází u metod detekce dechového objemu z pletysmografické křivky. Během analýzy bylo totiž vyřazeno několik probandů, což se u metod pro získání dechové frekvence nebo detekci apnoe nestalo. Úspěšnost této metody by se dala zlepšit například lepší filtrací pletysmografické křivky pomocí složitějších filtrů.

Touto bakalářskou prací bylo zjištěno, že pletysmografická křivka je dechovým cyklem značně ovlivněna. Byly navrženy metody pro detekci dechového vzoru z pletysmografické křivky, které se ukázaly jako úspěšné. Tohoto by mohlo být v budoucnu využito v ať už v klinické praxi, kde by se již nemusely využívat EKG svody, či při monitorování pacientů v domácí péči. V neposlední řadě by tohoto mohlo být využito i u chytrých hodinek, které získávají tepovou frekvenci právě z pletysmografické křivky.

7 Závěr

V rámci této bakalářské práce byl navržen a proveden experiment pro získání simultánního záznamu pletysmografické křivky ovlivněné dechovou frekvencí, dechovým objemem nebo apnoickou pauzou. Experimentu se zúčastnilo celkem sedmnáct probandů, z toho devět mužů a osm žen ve věkovém rozmezí 20–23 let.

Dále byly navrženy dvě metody pro získání dechové frekvence z pletysmografické křivky, kdy první analyzovala pletysmografickou křivku ve frekvenční oblasti a druhá v časové oblasti. Pomocí těchto dvou metod byly získány konkrétní dechové frekvence, které byly porovnány s referencí a také mezi sebou. Obě tyto metody se pro určení dechové frekvence ukázaly jako účinné.

Pro analyzování ovlivnění pletysmografické křivky dechovým objemem byly navrženy dvě metody, přičemž první metoda, počítající průměrnou výšku amplitudy pletysmografické vlny se neukázala jako správná. Druhá metoda, založená na detekci změny amplitudy dechové vlny, však vykazovala slibnější výsledky. Pomocí této metody byly dopočteny teoretické dýchané objemy, které byly následně porovnány s reálnými hodnotami. Získané hodnoty dechového objemu se ve většině případů od reference příliš nelišily.

Posledním cílem bylo zjištění možností detekce apnoické pauzy z pletysmografické křivky. Apnoe byla analyzována pomocí dvou metod, přičemž první metoda analyzovala pletysmografickou křivku pomocí spektrální analýzy ve frekvenční oblasti a druhá v časové oblasti. Metoda využívající frekvenční oblasti se však neukázala jako příliš efektivní, jelikož potřebuje velké časové okno pro analýzu. Druhá metoda měří plochu pod křivkou, ze které je následně nalezeno lokální minimum po začátku apnoe. Tato metoda vykazovala nejrychlejší detekci apnoické pauzy v porovnání s metodami běžně používanými v klinické praxi jako je impedanční měření nebo pomocí spirometru.

Seznam použité literatury

- [1] JELÍNEK, Jan a Vladimír ZICHÁČEK. *Biologie pro gymnázia: (teoretická a praktická část)*. 11. vyd. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 2014. ISBN 978-80-7182-338-4.
- [2] JUBRAN, Amal. Pulse oximetry. *Critical Care* [online]. 2015, **19**(1), 7 [cit. 2022-02-16]. ISSN 1364-8535. Dostupné z: doi:10.1186/s13054-015-0984-8
- [3] ASTAPENKO, David a Vladimír ČERNÝ. *Časopis pro neodkladnou lékařskou péči: Pulzní oxymetrie a její využití v urgentní medicíně* [online]. 2020, , 56 s. [cit. 2022-03-31]. ISSN 1212–1924. Dostupné z: https://urgentnimedcina.cz/casopisy/UM_2020_2.pdf
- [4] History of blood gas analysis. VII. Pulse oximetry. *Journal of Clinical Monitoring* [online]. 1987, **3**(2), 135-138 [cit. 2022-03-31]. ISSN 0748-1977. Dostupné z: doi:10.1007/BF00858362
- [5] ČADEK, Ondřej. *Experimentální úlohy v prostředí simulovaného pracoviště JIP*. 1. V Praze: České vysoké učení technické, 2012. ISBN 978-80-01-05080-4.
- [6] MACEFIELD, Vaughan a B. GUNNAR WALLIN. Modulation of muscle sympathetic activity during spontaneous and artificial ventilation and apnoea in humans. *Journal of the Autonomic Nervous System* [online]. 1995, **53**(2-3), 137-147 [cit. 2022-05-11]. ISSN 01651838. Dostupné z: doi:10.1016/0165-1838(94)00173-H
- [7] SINEX, James E. Pulse oximetry: Principles and limitations. In: *The American Journal of Emergency Medicine* [online]. 1999, , s. 59-66 [cit. 2022-03-31]. ISSN 07356757. Dostupné z: doi:10.1016/S0735-6757(99)90019-0
- [8] PŘISPĚVATELÉ WIKISKRIPT. Prstový pletysmograf. In: *Wikiskripta* [online]. [cit. 2022-03-31]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Prstov%C3%BD_pletysmograf&oldid=432172
- [9] JUBRAN, Amal. Pulse oximetry. *Intensive Care Medicine* [online]. 2004, **30**(11), 2017-2020 [cit. 2022-04-07]. ISSN 0342-4642. Dostupné z: doi:10.1007/s00134-004-2399-x
- [10] MASIMO CORPORATION. *Uživatelská příručka Rad-97*. Hannover, 2017. Dostupné také z: https://www.email.cz/download/k/P58CIJQ1PyFB7vknhqI1R0uYsUKgly5BUTN8N9_OUGqgnDlpEZpnd_3QB5qJ3JOMJOfgspA/Rad%2097%20OM%20Czech.pdf

- [11] ELGENDI, Mohamed. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. *Current Cardiology Reviews*. 2012, **8**(1), 14-25. ISSN 1573403X. Dostupné z: doi:10.2174/157340312801215782
- [12] NILSSON, Lena M. *Respiration Signals from Photoplethysmography* [online]. 2013, **117**(4), 859-865 [cit. 2022-05-11]. ISSN 0003-2999. Dostupné z: doi:1865;56:881-5
- [13] TRAUBE, L. Über periodische Tätigkeitsänderungen des Vasomotorischen und Hemmungs-Nervenzentrums. *Cbl Med Wiss.* (186556881-5).
- [14] HERING, E. *Über Athembewegungen des Gefässsystems. Sitzungb d k Akad d W math naturw.* (186960829-56).
- [15] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001. ISBN isbn80-902896-1-4.
- [16] SCOTT, J a Ramandeep KAUR. Monitoring Breathing Frequency, Pattern, and Effort. *Respiratory Care* [online]. 2020, **65**(6), 793-806 [cit. 2022-04-06]. ISSN 0020-1324. Dostupné z: doi:10.4187/respcare.07439
- [17] SALAJKA, František. *Základní vyšetřovací metody v pneumologii*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 1996. ISBN isbn80-210-1390-7.
- [18] SMITH, Ian, John MACKAY, Nahla FARID a Don KRUHECK. Respiratory rate measurement: a comparison of methods. *British Journal of Healthcare Assistants*. 2011, **5**(1), 18-23. ISSN 1753-1586. Dostupné z: doi:10.12968/bjha.2011.5.1.18
- [19] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [20] GUPTA, Amit K. Respiration Rate Measurement Based on Impedance Pneumography. *Texas Instruments Incorporated* [online]. 2011, 1-11 [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <https://www.ti.com/lit/an/sbaa181/sbaa181.pdf>
- [21] DAVIDSON, K., A. BERSTEN, T. NICHOLAS, P. RAVENSCROFT a I. DOYLE. Measurement of tidal volume by using transthoracic impedance variations in rats. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1999, **86**(2), 759-766 [cit. 2022-04-07]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.1999.86.2.759
- [22] CHMELARĚ, Milan, Jiří ROZMAN a Aleš DRASTICH. *Lékařská přístrojová technika II*. 1. Praha: SNTL, 1984.
- [23] CHMELARĚ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: CERM, 1995. Učební texty vysokých škol. ISBN 80-85867-63-x.
- [24] HUSÁK, Miroslav. *Senzorové systémy*. Praha: České vysoké učení technické, 1993.

- [25] *Život s Garminem: Jak hodinky sledují frekvenci dýchání a k čemu to může být* [online]. 2020 [cit. 2022-03-31]. Dostupné z: <https://zivotsgarminem.cz/jak-hodinky-sleduji-frekvenci-dychani-k-cemu-muze-byt>
- [26] L'HER, Erwan, Quang-Thang N'GUYEN, Victoire PATEAU, Laetitia BODENES a François LELLOUCHE. Photoplethysmographic determination of the respiratory rate in acutely ill patients: validation of a new algorithm and implementation into a biomedical device. *Annals of Intensive Care* [online]. 2019, **9**(1) [cit. 2022-05-11]. ISSN 2110-5820. Dostupné z: doi:10.1186/s13613-019-0485-z
- [27] CICONE, Antonio a Hau-Tieng WU. How Nonlinear-Type Time-Frequency Analysis Can Help in Sensing Instantaneous Heart Rate and Instantaneous Respiratory Rate from Photoplethysmography in a Reliable Way. *Frontiers in Physiology* [online]. 2017, **8** [cit. 2022-05-11]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2017.00701
- [28] LI, Dazhou, Hai ZHAO a Shengchang DOU. A new signal decomposition to estimate breathing rate and heart rate from photoplethysmography signal. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2015, **19**, 89-95 [cit. 2022-05-11]. ISSN 17468094. Dostupné z: doi:10.1016/j.bspc.2015.03.008
- [29] *Masimo* [online]. [cit. 2022-03-31]. Dostupné z: <https://www.masimopersonalhealth.com/products/mightysat-fingertip-pulse-oximeter-with-bluetooth-le-rrp-pvi>
- [30] KARMAKAR, Chandan, Ahsan KHANDOKER, Thomas PENZEL, Christoph SCHOBEL a Marimuthu PALANISWAMI. Detection of Respiratory Arousals Using Photoplethysmography (PPG) Signal in Sleep Apnea Patients. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2014, **18**(3), 1065-1073 [cit. 2022-05-09]. ISSN 2168-2194. Dostupné z: doi:10.1109/JBHI.2013.2282338
- [31] *GE Healthcare CARESCAPE Monitor B650 Technical Manual*. Helsinky, Finsko. Dostupné také z: <https://manualzz.com/doc/6940606/ge-healthcare-carescape-monitor-b650-technical-manual>
- [32] Pulmosafe: antibakteriální a antivirové spirometrické filtry. In: *Mr Diagnostic* [online]. [cit. 2022-05-11]. Dostupné z: <https://www.mr-diagnostic.cz/filtry-pulmosafe>
- [33] *ProSim™ 8 Vital Signs Simulator Users Manual*. 2011. Dostupné také z: https://www.flukebiomedical.com/sites/default/files/resources/prosim8_umeng0300.pdf
- [34] HORÁK, David. *Diskrétní transformace* [online]. 1. 2012 [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: https://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/diskretni_transformace.pdf

[35]HLAVÁČ, Václav. Fourierova transformace v 1D a 2D. VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V PRAZE, České, Sv. Přednáška,[cit. 1.12. 2013]. Dostupné z:<
<http://cmp.felk.cvut.cz/~hlavac/TeachPresCz/11DigZprObr/12FourierTxCz.pdf>,
2012.

Příloha A: Žádost o projednání



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT

Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board

Název projektu: Variabilita pletysmografické křivky v závislosti na dechovém cyklu

Name of the project: Plethysmography curve variability depending on the breath cycle

Hlavní řešitel projektu (Jméno, pracoviště, e-mail): Dominik Čížek, KBT – student 3. roč BMT, cizekdom@fbmi.cvut.cz

Stručný popis projektu (do 100 slov):

Cílem projektu je provést na půdě ČVUT FBMI sérii experimentů na zdravých dobrovolnících, která umožní získání simultánního záznamu dechové frekvence měřené impedančně z EKG svodů, dechové frekvence a dechového objemu měřené spirometrií a pletysmografické křivky ovlivněné dechovou frekvencí a dechovým objemem a apnoickou pauzou. Z naměřených dat budou analyzovány možnosti měření dechové frekvence, dechového objemu a detekce apnoické pauzy z pletysmografické křivky ve srovnání s impedančním a spirometrickým měřením.

Charakter projektu:

Grantová úloha (název agentury):

Výzkum výzkumného týmu (specifikace):

Kvalifikační práce (specifikace): Bakalářská práce

Jiné:

Seznam příkládaných dokumentů:

- sylabus projektu
- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení
- strukturovaný životopis hlavního řešitele, je-li na FBMI externistou
- jiné (prosíme vypsát):

V Kladně dne 14. 2. 2022


podpis hlavního řešitele

Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT

FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 10. 3. 2022
pod číslem: C 181/2022

platný do: 30. 9. 2022

Etická komise FBMI ČVUT v Praze, ve složení Mgr. Martina Dingová Šliková (předsedkyně), prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., RNDr. Táňa Jarošíková, CSc., Ing. Petr Kudrna, Ph.D., MUDr. Radek Matlach, a Ing. Lucie Šedzmáková, zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu zahrnujícího lidské účastníky nebo laboratorní zvířata.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

V Kladně dne 10. 3. 2022

ETICKÁ KOMISE
České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno
razítko etické komise FBMI ČVUT

Mgr. Martina Dingová Šliková, Ph.D.


podpis předsedy etické komise

ČVUT v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno

tel.: (+420) 224 358 419
fax: (+420) 312 608 204
www.fbmi.cvut.cz

IČ: 68407700
DIČ: CZ68407700
Bankovní spojení: KB Praha 6
č.ú. 27-73800102870100

Příloha B: Syllabus výzkumného projektu

A: Základní údaje o výzkumném projektu:	
Název projektu: Variabilita pletysmografické křivky v závislosti na dechovém cyklu	
Typ studie:	<input checked="" type="checkbox"/> intervenční <input type="checkbox"/> observační
	<input checked="" type="checkbox"/> prospektivní <input type="checkbox"/> retrospektivní
Půjde o práci:	<input checked="" type="checkbox"/> s osobami <input type="checkbox"/> s laboratorními zvířaty <i>(V závislosti na typu testovaných subjektů vyplňte buď část B, nebo část C tohoto syllabu)</i>
Cíl projektu, testovaná hypotéza: Cílem projektu je provést na půdě ČVUT FBMI sérii experimentů na zdravých dobrovolnících, která umožní získání simultánního záznamu dechové frekvence měřené impedančně z EKG svodů, dechové frekvence a dechového objemu měřené spirometrií a pletysmografické křivky ovlivněné dechovou frekvencí, dechovým objemem a apnoickou pauzou. Z naměřených dat budou analyzovány možnosti měření dechové frekvence, dechového objemu a detekce apnoické pauzy z pletysmografické křivky ve srovnání s impedančním a spirometrickým měřením.	
Přínos projektu v technické, diagnostické, léčebné oblasti, pro lékařské poznání nebo individuální subjekt hodnocení: Přínosem tohoto projektu je zjištění míry závislosti tvaru pletysmografické křivky na dechovém cyklu. Na základě zjištěné závislosti budou vytvořeny algoritmy, pomocí kterých bude možné dechový cyklus z pletysmografické křivky extrahovat. Toto by následně mohlo být využitelné např. pro detekci apnoické pauzy pomocí pulzního oxymetru či chytrých hodinek nebo pro orientační kontinuální monitorování dechového vzoru bez nutnosti nalepování EKG elektrod, např. v domácí péči.	
B: Charakteristika souboru subjektů (osob) klinického hodnocení:	
Počet: 15–20	Věková struktura: 21–26 let
Pohlaví: muži i ženy	Způsob jejich náboru: dobrovolníci z řad českých a slovenských vysokoškolských studentů
Odměna za účast: žádná	Jiné: —
Doba trvání celého projektu (datum od-do): 28. 2. 2022–30. 9. 2022	Doba trvání pro jeden subjekt hodnocení: max. 35 min
Popis nakládání se subjekty, popis intervence, odebírání vzorků apod.: Všechna měření v průběhu experimentu zahrnují měření pletysmografické křivky metodou pulzní oxymetrie pomocí prstového senzoru. Dále budou probandovi přilepeny EKG svody a bude dýchat skrze spirometr. Nebude tedy docházet k žádným odběrům vzorků krve, ani jiným invazivním zásahům. Dobrovolník bude po celou dobu experimentu dýchat skrze spirometr podle předem připraveného protokolu.	

Liší se projekt od standardního postupu v denní praxi: <input checked="" type="checkbox"/> ANO <input type="checkbox"/> NE V případě, že ano, popište rozdíly: V praxi se běžně monitoruje dechová frekvence impedančně pomocí EKG svodů. Měření dechové frekvence pomocí EKG svodů a spirometrického měření bude probíhat standardně jako v klinické praxi. Totéž platí i pro měření pletysmografické křivky metodou pulzní oxymetrie. Projekt se však bude lišit od standardní klinické praxe využitím pletysmografické křivky pro analýzu dechového cyklu.	
Možná rizika, nesnáze a obtíže pro subjekt hodnocení (včetně etických): Subjektu hodnocení nehrozí žádné obtíže a rizika. Snímání pletysmografické křivky a dechového cyklu probíhá standardním způsobem denní praxe za fyziologických podmínek.	
Jak je zajištěna bezpečnost testovaného subjektu: Všechny použité přístroje mají platnou BTK.	
Kdo ponese náklady na odškodnění v případě poškození subjektu hodnocení: FBMI ČVUT, nicméně riziko je minimalizováno použitím nových zdravotnických přístrojů s platnou BTK podle zákona 89/2021 Sb., které budou navíc provozovány v galvanicky izolované soustavě ZIS.	
C: Charakteristika souboru laboratorních zvířat:	
Druh laboratorních zvířat:	Počet:
Doba trvání celého projektu (datum od-do):	Doba trvání pro jeden subjekt hodnocení:
Jak bude zajištěna péče o zvířata v průběhu experimentu:	
D: Doplnující informace k výzkumnému projektu:	

V Kladně dne

podpis hlavního řešitele

Příloha C: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení

Název projektu: Variabilita pletysmografické křivky v závislosti na dechovém cyklu

Hlavní řešitel: Dominik Čížek, student 3. roč. BMT FBMI, cizekdom@fbmi.cvut.cz

Spoluřešitel: Ing. Veronika Ráfl Huttová, katedra biomedicínské techniky FBMI ČVUT, veronika.huttova@fbmi.cvut.cz

Pracoviště: Fakulta biomedicínské inženýrství ČVUT v Praze

Vážený dobrovolníku,

Výzkumný projekt Fakulty biomedicínské inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze „Variabilita pletysmografické křivky v závislosti na dechovém cyklu“ se zabývá analýzou dechového cyklu pomocí monitorovací metody Pulsní oxymetrie. Ta pomocí spektrofotometrie (měření míry pohlcení světla v tkáni) stanovuje odhad míry okysličení krve SpO₂. Samotný záznam útlumu světla procházejícího tkání prstu se nazývá pletysmografická křivka. Spektrofotometrické získání pletysmografické křivky je zcela bezpečná neinvazivní metoda, která vyžaduje pouze připevnění senzoru na měkké tkáně těla, např. konec prstu. Vzhledem k tomu, že pletysmografická křivka je přímo závislá na útlumu záření v okysličené a neokysličené krvi, je zde předpoklad, že by mohla být ovlivněna dechovým cyklem.

Cílem tohoto výzkumného projektu je analyzovat variabilitu pletysmografické křivky v závislosti na dechovém cyklu. Tato analýza bude provedena z dat získaných na dobrovolných subjektech z řad českých a slovenských vysokoškolských studentů mužského i ženského pohlaví ve věku 21–26 let. U každého probanda bude po příchodu do laboratoře zkontrolován zdravotní stav z hlediska respiračního onemocnění. Následně bude zkontrolováno, jestli proband nemá na měřeném prstě nalakovaný nehet, zranění či mateřské znaménko. Data budou získávána pomocí pulzního oxymetru, EKG svodů a spirometru.

Průběh měření:

Během měření bude subjekt pohodlně usazen, nedominantní ruku bude mít položenou na stole a na jednom z jejích prstů mu bude umístěn pulzní oxymetr z monitoru životních funkcí CARESCAPE Monitor B650 (GE Healthcare, Little Chalfont, UK).

Proband bude sedět vzpřímeně před aparaturou umístěnou na stole, která se bude skládat ze spirometru a náustku s jednorázovým antibakteriálním filtrem pro měření dechové frekvence a dechového objemu. Skrze aparaturu bude dobrovolník celou dobu dýchat okolní vzduch za účelem zjištění dechové frekvence a dechových objemů. Dále bude mít proband nalepené EKG elektrody, pomocí kterých se bude měřit dechová frekvence impedanční metodou skrze EKG svody. Celý experiment bude rozdělen do tří fází, kdy každá fáze bude zaměřena na analyzování jiného biosignálu. První část bude zaměřena na rozdílné dechové frekvence, kdy proband bude dýchat předem definovanou dechovou frekvencí (celkem tři různé dechové frekvence v sekvenci), dechový objem si bude volit dle své potřeby. Druhá část bude zaměřena na analýzu dechového objemu, kdy bude proband v sekvenci dýchat třemi různými dechovými objemy (fyziologický, menší a větší dechový objem), dechovou frekvencí si bude volit sám. Třetí část bude zaměřena na detekci apnoe, kdy proband 3x zadrží dech maximálně na dobu jedné minuty s dvouminutovou pauzou na vydýchání. Celková doba měření bude přibližně 30–35 minut.

Použité systémy budou provozovány POUZE v laboratoři vybavené galvanicky oddělenou elektrorozvodnou sítí ZIS (zdravotnická izolovaná soustava) a zařízení nezbytné pro záznam dat (notebook) budou napájeny VÝHRADNĚ z bateriového napájecího zdroje. Všechna zařízení mají platnou bezpečnostně-technickou kontrolu.

Měření pletysmografické křivky metodou pulzní oxymetrie nemá žádné kontraindikace. Vylučujícím kritériem pro zajištění co nejvyšší přesnosti měření jsou porážkové stavy horních končetin ovlivňující perfuzi prstů nebo poranění či choroby kůže na prstech rukou. Impedanční měření dechové frekvence pomocí EKG svodů nemá žádné kontraindikace a je naprosto bezpečné. To samé platí i pro měření dechové frekvence a dechových objemů pomocí spirometrie. Vzhledem k lehkému řízenému pozměňování dechového vzoru a zejména k simulacím apnoických pauz je dále vylučujícím kritériem anemie, bradykardie, hemoglobinopatie či další onemocnění kardiovaskulární soustavy, těhotenství, cukrovka, hypo- či hypertenze. Tohoto experimentu by se neměli účastnit lidé ve fázi akutního onemocnění.

Proband svým podpisem tohoto informovaného podpisu stvrzuje, že porozuměl těmto vylučujícím kritériím a že tato vylučovací kritéria nenaplnuje.

Dyskomfortem pro probandy je čas strávený při experimentu podle předem dohodnutého programu a zdržení se jakýchkoliv pohybů, které by mohly narušit zaznamenanou pletysmografickou křivku či jiné snímané biosignály. Dalším diskomfortem pro probanda mohou být prováděné dechové manévry, které se budou lehce lišit od probandových klidových fyziologických hodnot. Kromě uvedených vylučujících kritérií je celý experiment bezpečný a nejsou popsány žádné vedlejší účinky ani rizika. Měření pletysmografické křivky pomocí pulzního oxymetru s klipem na prst, dechové frekvence i dechového objemu jsou rovněž zcela bezpečné. Z naměřených dat nebudou vyvozovány jakékoli závěry o Vašem zdravotním stavu.

Náklady na odškodnění v případě poškození probanda ponese ČVUT FBMI, nicméně riziko je minimalizováno použitím nových zdravotnických přístrojů s platnou BTK podle zákona 89/2021 Sb., které budou navíc provozovány v galvanicky izolované soustavě ZIS. **Účast na experimentu je zcela dobrovolná, bez nároku na jakoukoliv odměnu. Zároveň se nepředpokládají žádné finanční výdaje probanda.**

Podepsáním tohoto písemného informovaného souhlasu souhlasíte s tím, že hlavní řešitelé a etická komise budou mít umožněn přímý přístup k původní klinické dokumentaci za účelem ověření průběhu studie anebo údajů, aniž dojde k porušení důvěrnosti informací o Vaší osobě, v míře povolené právními předpisy.

Záznamy, podle nichž lze identifikovat probanda, budou uschovány jako důvěrné a nebudou, v míře zaručené právními předpisy, veřejně zpřístupněny. Budou-li výsledky studie publikovány, totožnost probanda nebude zveřejněna.

Vyskytne-li se informace, která by mohla mít vliv na rozhodnutí probanda, zda pokračovat v účasti ve studii nebo ne, bude proband o této skutečnosti včas informován.

Další informace týkající se této studie a práv probandů lze získat u výše zmíněných řešitelů. V případě poškození zdraví v souvislosti se studií kontaktujte hlavního řešitele projektu.

Vaše účast ve studii je dobrovolná, můžete ji odmítnout nebo můžete od účasti ve studii kdykoliv odstoupit, a to bez udání důvodu a bez jakýchkoliv finančních, právních či jiných následků.

Z účasti na experimentu může být proband vyloučen z těchto důvodů: těhotenství, akutní respirační problém, zvýšená tělesná teplota a jiná nepříznivá skutečnost týkající se nemoci respirační soustavy nebo poranění v oblasti rukou.

Předpokládaná doba trvání experimentu v rámci jednoho probanda je typicky 30–35 minut.

Studie se zúčastní přibližně 15–20 probandů.

Prohlášení:

Prohlašuji a svým podpisem stvrzuji, že jsem se seznámil a porozuměl všemu výše uvedenému a souhlasím s účastí ve studii. Prohlašuji, že nespĺňuji žádné kritérium výše uvedené, které by neumožňovalo moji účast ve studii. Během měření se budu řídit instrukcemi řešitelů v rozsahu úkonů specifikovaných v průběhu měření.

Jméno probanda:

Datum narození:

Proband byl do studie zařazen pod číslem:

Odpovědný řešitel:

Podpis probanda:

Datum:

Podpis odpovědného řešitele:

Datum:

Příloha D: Protokol pro měření na probandovi

Protokol měření na probandovi

Variabilita pletysmografické křivky v závislosti na dechovém cyklu

Datum měření:	Čas měření:	Místo:	Zapsal:
---------------	-------------	--------	---------

Personální zajištění

Funkce	Popis činnosti	Jméno a příjmení / ID	Připraven
Zkoušející	Řídí měření, zapisuje tento protokol		<input type="checkbox"/>

Technické zajištění

Přístroj	Název	Výrobní číslo	Připraven
Monitor životních funkcí	CARESCAPE Monitor B650	SN SEW13486645HA	<input type="checkbox"/>
Pulsní oxymetr	VES	–	<input type="checkbox"/>
Počítač	ThinkPad	–	<input type="checkbox"/>
Programové zajištění	S5 Collect	–	<input type="checkbox"/>
EKG svody	–	–	<input type="checkbox"/>
Sestavený a zapojený spirometr	–	–	<input type="checkbox"/>
Stopky	Honor 10	–	<input type="checkbox"/>

Přípravná část – bez probanda

- Zapnout všechny přístroje.
- Spustit SW S5 Collect na PC
- Zkontrolovat na obrazovce: PPG, EKG, Spirometrii, impedanční rr, spiro. RR, O₂ CO₂**

- Ve složce trends označit: HR, Imped., SpO₂, PRSpO₂, RRSPO₂, RRSpiro, TV insp, TV exp, MV exp.**
- Ve složce waves označit: PLETH, CO₂, O₂, RESP.**
- Sestavit set pro spirometrii.
- Připojit set pro spirometrii ke spirometrickému modulu.
- Připojit EKG svody k monitoru životních funkcí
- Připravit metronom (60;30;15 – 2 doby)

Přípravná část – s probandem

- Seznámit probanda s průběhem experimentu.
- Ujistit se, že má proband na celý experiment čas.
- Zeptat se probanda, zda potřebuje na záchod.
- Zapsat identifikační kód (ID) probanda do tohoto protokolu a do karty probanda.
- Posadit probanda na židli
- Nalepit EKG elektrody probandovi
- Připojit svody k elektrodám

Proband všemu porozuměl a je přípraven?	ANO / NE
--	-------------

Začátek experimentu

- Zkontrolovat, zda proband nemá nalakovaný nehet, umělý nehet, zranění nebo mateřské znaménko na prstě**
- Nasadit probandovi pulzní oxymetr
- Dát probandovi nový čistý náustek ke spirometrii
- Zkontrolovat, že jsou všechny biosignály měřeny.
- Vysvětlit probandovi, že se po dobu experimentu nesmí hýbat.
- Zeptat se probanda, zda může experiment začít.

1. Část – dechové frekvence

- Připravit mobil s videm**
- Zahájit záznam v programu S5 Collect.
- Pojmenovat data: IDPROBANDAfrekvence_trends
IDPROBANDAfrekvence_waves
- Zahájení dýchání:

Frekvence	čas	Splněno
Nádech + výdech = 2 s	2 minuty	<input type="checkbox"/>
Pauza	1 minuta	<input type="checkbox"/>
Nádech + výdech = 4 s	2 minuty	<input type="checkbox"/>
Pauza	1 minuta	<input type="checkbox"/>
Nádech + výdech = 8s	2 minuty	<input type="checkbox"/>
Sundání oxymetru	okamžitě	<input type="checkbox"/>

- Ukončení nahrávání:

2. Část – dechové objemy

- Zahájit záznam v programu S5 Collect.
- Pojmenovat data: IDPROBANDAobjem_trends
IDPROBANDAobjem_waves
- Zahájení dýchání:

Objem	čas	Splněno
Velký (+/- 1,8 l)	2 minuty	<input type="checkbox"/>
Pauza	1 minuta	<input type="checkbox"/>
Střední (+/- 1 l)	2 minuty	<input type="checkbox"/>
Pauza	1 minuta	<input type="checkbox"/>
Malý (+/- 0,5 l)	2 minuty	<input type="checkbox"/>
Sundání oxymetru	okamžitě	<input type="checkbox"/>

- Ukončení nahrávání:

3. Část – apnoe

- Zahájit záznam v programu S5 Collect.
- Pojmenovat data: IDPROBANDAapnoe_trends
IDPROBANDAapnoe_waves
- Zahájení experimentu

Apnoe	čas	Splně no
Dýchání	1 minuty	<input type="checkbox"/>
Zadržetí dechu	1 minuta	<input type="checkbox"/>
Dýchání	2 minuty	<input type="checkbox"/>
Zadržetí dechu	1 minuta	<input type="checkbox"/>
Dýchání	2 minuty	<input type="checkbox"/>
Zadržetí dechu	1 minuta	<input type="checkbox"/>
Dýchání	1 minuta	<input type="checkbox"/>
Sundání oxymetru	okamžitě	<input type="checkbox"/>

- Ukončení nahrávání:

Závěrečná část

- Odepnout z probanda čidlo SpO₂
- Odepnout z probanda EKG elektrody.
- Očistit spirometrickou sondu.
- Vyhodit jednorázové prostředky

Uklízezí část:

- Nebude-li následovat měření dalšího probanda:
 - Zálohovat data z programu S5 Collect na externí disk nebo Flash disk.
 - Vypnout použité přístroje.
 - Odpojit spirometr od spirometrického modulu
 - Odpojit EKG svody
 - Příslušenství použitých přístrojů očistit, a uložit do připravených krabic.
 - Uvést pracoviště do původního stavu.