

České učení technické v Praze
Fakulta strojní
Ústav přístrojové a řídicí techniky



**Alternativní metoda snímání dechového vzorce pro
účely diagnostiky aktuálního kognitivního stavu
operátora**

Bakalářská práce

Karel Riedl

Bakalářský program: Teoretický základ strojního inženýrství
Bakalářský obor: Bez oborový
Vedoucí práce: Mgr. Ing. Jakub Jura, Ph.D.

Praha, červen 2020

Zadání

Vedoucí práce:

Mgr. Ing. Jakub Jura, Ph.D.
Ústav přístrojové a řídicí techniky
Fakulta strojní
České vysoké učení technické v Praze
Technická 2
160 00 Praha 6
Česká republika

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně, s tím, že její výsledky mohou být dále použity podle uvážení vedoucího diplomové práce jako jejího spoluautora. Souhlasím také s případnou publikací výsledků diplomové práce nebo její podstatné části, pokud bude uveden jako její spoluautor.

V Praze 2019

.....
Karel Riedl

Abstract

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá použitím vlhkoměru za účelem měření dechového vzorce. V teoretické části je popsána fyziologie dýchání a běžně používané metody pro měření dechové frekvence. V praktické části je využit snímač relativní vzdušné vlhkosti pro odhad dechového vzorce. Signál tohoto snímače je porovnán se signálem hrudního pásu, který je přímo na snímání dechové frekvence určený. V této práci je popsán postup tvorby programu pro vyhodnocení dechového vzorce napsaný v Pythonu 3.0. Program je vytvořen v prostředí JupyterLab

Klíčová slova: Dechový vzorec, Vlhkoměr, Hrudní pás, Python

Abstract

This Bachelor thesis deals with using a hygrometer as a means for measuring breath patterns. The theoretical part is about respiratory physiology and other means of measuring breath patterns. The practical part uses a relative humidity sensor as an alternative means to estimate breath patterns. Signal from the humidity sensor is compared to a signal from a chest strap, which is commonly used for breath pattern analysis. This thesis documents the steps of making a program for breath analysis in Python 3.0. The program is created in JupyterLab.

Keywords: Breath pattern, Hygrometer, chest strap, Python

Poděkování

Rád bych touto cestou vyjádřil poděkování Mgr. Ing. Jakobovi Jurovi, Ph.D. za jeho cenné rady a trpělivost při vedení mé bakalářské. Dále bych rád poděkoval Ing. Matoušovi Cejnkoví za pomoc s programováním. Rád bych poděkoval také své rodině, přítelkyni a kamarádům, kteří mi při vytváření této práce pomohli a podpořili mě. Bez jejich pomoci by nebylo možné práci dokončit.

Seznam tabulek

4.1	Přehled výsledků	46
-----	----------------------------	----

Seznam obrázků

2.1	Schéma bráničního dýchání. Převzato z [5]	3
2.2	Schéma kostálního dýchání. Převzato z [5]	3
2.3	Boyleův-Mariotův zákon. Převzato z [8]	4
2.4	Objemy a kapacity plic. Převzato z [10]	5
2.5	Měření poddajnosti a odporu plic. Převzato z [2]	6
2.6	Dechová práce. Převzato z [11]	7
3.1	Venturiho princip. Převzato z [13]	10
3.2	Správné umístění senzorů.	12
4.1	Schéma zapojení pro měření	14
4.2	Průběh měření s viditelným umístěním vlhkoměru.	15
4.3	Prostředí Polygrafu BIO (Zelený signál uprostřed je GSR, modrý signál dole je výstupní signál polygrafu) [19]	16
4.4	Prostředí LJStreamUD [20]	17
4.5	Výstupní data z vlhkoměru	18
4.6	Data připravená na vyhodnocení	19
4.7	Statická korelace Karel, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu	20
4.8	Zátěžová korelace Karel, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu	21
4.9	Statická korelace Sabina, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu	22
4.10	Zátěžová korelace Sabina, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu	23
4.11	Statická korelace Vít, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu	24
4.12	Zátěžová korelace Vít, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu	24
4.13	Hrudní pás s vlastními peaky, Oranžová - data z hrudního pásu, černá - vrycholy určené z hrudního pásu	25
4.14	Grafické výsledky měření při dechové frekvenci 10/min, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru	26
4.15	Grafické výsledky měření při dechové frekvenci 20/min, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru	27
4.16	Gaussova křivka	28

4.17	Výstupní data z měřících zařízení, horní - vlhkoměr, prostřední - břišní pás polygrafu, spodní - hrudní pás polygrafu	29
4.18	Rychlá Fourierova transformace, modré jsou data z vlhkoměru, oranžové jsou data z polygrafu	30
4.19	Délka intervalu pro Zscore, dominantní frekvence získaná z dat z vlhkoměru	30
4.20	Porovnání standardizovaných signálů, horní obrázky jsou data standardizované pomocí FFT, spodní jsou data standardizované pomocí Z-score . .	32
4.21	Označení vrcholů signálů, horní obrázky jsou data z vlhkoměru, dolní jsou data z polygrafu	33
4.22	Označení peaků signálů, horní obrázky jsou data z vlhkoměru, dolní jsou data z polygrafu	33
4.23	Výsledková tabulka	34
4.24	Offset vrcholů	35
4.25	Výsledný graf (Oranžová - signál hrudního pásu, modrá - peaky vyhodnocené vlhkoměrem)	36
4.26	Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)	37
4.27	Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru	37
4.28	Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)	38
4.29	Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru	38
4.30	Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)	39
4.31	Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru	39
4.32	Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)	40
4.33	Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru	40
4.34	Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)	41
4.35	Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru	41
4.36	Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)	42
4.37	Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru	42
4.38	Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)	43
4.39	Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru	43
4.40	Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)	44
4.41	Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru	44
4.42	Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)	45
4.43	Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru	45

Seznam zkratk

FFT Rychlá Fourierova transformace. 28

GSR Galvanická Kožní Reakce. 16

Zscore Standardizované skóre. 28

Obsah

Zadání	ii
Prohlášení	iv
Abstract	v
Poděkování	vi
Seznam tabulek	vii
Seznam obrázků	viii
Seznam zkratk	x
1 Úvod	1
2 Fyziologie dýchání	2
2.1 Typy dýchání	2
2.2 Mechanika dýchání	4
2.3 Plicní objemy	4
2.4 Poddajnost a smrštivost plic a hrudníku	6
2.5 Dechová práce	7
3 Metody snímání dechové frekvence	9
3.1 Snímače průtoku vzduchu	9
3.1.1 Průřezové průtokoměry	9
3.2 Techniky založené na teplotě vzduchu	10
3.2.1 Termočlánky	10
3.3 Měření pohybu hrudní stěny	11
3.3.1 Snímání napětí	11
3.3.2 Odporové senzory	11
4 Praktická část	13
4.1 Průběh měření	13
4.2 Pomůcky k měření	14
4.2.1 Polygraph BIO	14
4.2.2 Vlhkoměr	14
4.2.3 Labjack U3 - HV	15
4.3 Softwarové rozhraní	15
4.3.1 Polygraph BIO	15

4.3.2	Labjack StreamUD	16
4.4	Příprava před vyhodnocováním	17
4.4.1	Předzpracování dat v tabulkovém procesoru	17
4.4.2	Korelace signálů z hrudního snímače a vlhkoměru	19
4.4.3	Identifikace maxim v signálu hrudního pásu	25
4.4.4	Testování mezí metody měření	26
4.5	Popis zdrojového kódu pro vyhodnocení dechové frekvence	27
4.6	Výsledky	36
4.6.1	Výsledky měření ZO1	37
4.6.2	Výsledky měření ZO2	40
4.6.3	Výsledky měření ZO3	43
4.7	Diskuse výsledků	46
5	Závěr	47
	Bibliografie	49

Kapitola 1

Úvod

"Dýchání je trvalý dej, který začíná s prvním dechem novorozence a končí smrtí jedince"[1]. Dýchání probíhá často bez naší vědomé kontroly, a proto když se změní dechová frekvence, tak víme, že naše tělo prochází nějakou změnou, jak biologickou, tak psychickou.

Dechová frekvence je jednou z prvních vitálních funkcí, která se změní při zhoršení stavu pacienta, a je tedy velmi užitečná při identifikaci vysoce rizikových pacientů, nebo pacientů s bolestmi. Dechová frekvence je jedním ze sedmi fyziologických parametrů "Modifikovaného skóre včasného varování"(EWS), díky kterému se určuje rizikovost pacienta a jak často by se měl kontrolovat.

Měření dechové frekvence má nejen lékařské využití, ale poslední dobou roste zájem o monitorování psychofyzického stavu pracovníků během jejich činnosti s cílem zlepšit zdraví, pohodu a bezpečnost.

Různá multiparametrová nositelná zařízení byla využita pro sledování pracovníků čelícím vysoké úrovni psychofyzického stresu. Sledování dechové frekvence má výhodu v tom, že je velmi citlivé na kognitivní zátěž, emoční stres, bolest, nepohodlí a vlivy prostředí. Specificky dechová frekvence byla navržena jako ukazatel kognitivního zatížení s využitím pro pracovníky vystavené náročným úkolům, například piloty, vojáky a chirurgy.

Ve sportu se zatím velmi málo využívá měření dechové frekvence, i když může být i více vypovídající o zatížení než běžně měřené fyziologické parametry, jako tep a příjem kyslíku. Při přerušovaném cvičení, jako třeba fotbal, dechová frekvence velmi rychle reflektuje aktivitu a je tedy ideální volbou pro měření zátěže.

Jelikož je měření většinou kontaktní a omezující probanda, tak samotný měřicí proces negativně ovlivňuje výsledky měření. Proto ve své bakalářské práci využívám vlhkoměru, jehož použití je méně omezující pro zkoumanou osobu a samotné čidlo je výrobně i cenově dostupnější.

Kapitola 2

Fyziologie dýchání

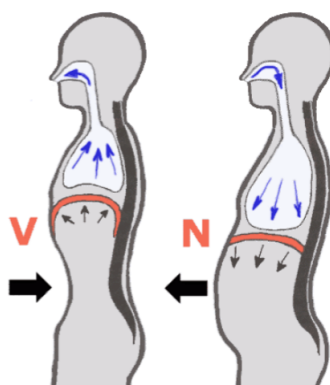
Během dýchání dochází k výměně kyslíku a oxidu uhličitého mezi organizmem a okolním prostředím. Tento proces se označuje jako plicní ventilace. Přerušování dechového cyklu je označováno jako apnoe a na delší dobu není slučitelné se životem. Při zadržení dechu v klidu má člověk zásoby kyslíku asi na 4-7 minut.

Dýchání si člověk obvykle neuvědomuje. Je řízeno centrálně motoneutrony, které se nacházejí v mozgovém kmenu a předních rozích míšních. Množství přijatého kyslíku je automaticky upravováno podle spotřeby tkání. V klidovém stavu provede člověk 12-16 nádechů o objemu půl litru za minutu. Zvýšená potřeba kyslíku může vzniknout svalovou prací, trávením nebo termoregulací. Během intenzivní zátěže může dechový objem dosáhnout až 3,5 litru (jeden nádech) s frekvencí až 40 dechů za minutu. [1], [2]

2.1 Typy dýchání

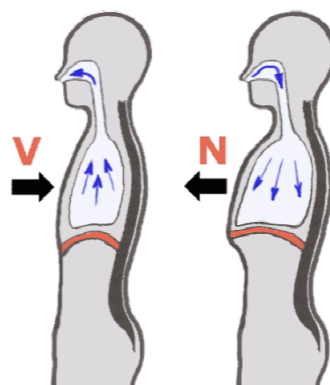
Jsou tři základní druhy dýchání: brániční (abdominální), kostální (hrudní) a klavikulární (podklíčkové).

Brániční je nejtypičtější pro děti a muže. Zapojuje spodní část plic do výměny plynů. Hrudník se nezvedá a dochází k stlačení orgánů a vyklenutí břicha, jde o dýchání tzv. do břicha a ovlivňuje asi 60 % kapacity plic. Pro klidné dýchání by mělo být dostačující bez zapojení dýchání hrudního. Zvýšení kapacity plic, zpevnění vnitřního břišního svalstva a relaxace jsou některé výhody abdominálního dýchání. [3], [4], [5]



Obrázek 2.1: Schéma bráničního dýchání. Převzato z [5]

Kostální dýchání je nejčastější u žen, vychází z aktivity mezižeberních svalů. Při nádechu aktivně zvedají hrudní koš, výdech už je pasivně způsoben elasticitou hrudníku. Tento typ dýchání pomáhá zlepšit kondici a tím umožňuje srdci lepší odpočinek. Zaplňuje střední část plic a hrudník se zvětší přibližně o 30 %.



Obrázek 2.2: Schéma kostálního dýchání. Převzato z [5]

Klavikulární dýchání je považováno za nejvíc mělký typ dýchání. Vzduch se dostane jen do svrchní části plic a je způsobeno pohybem 2-5 páru žeber a šikmými svaly krku. Je nejnamáhavější a nejméně účinné. Běžně se u člověka vyskytuje jen v případě tísně. Při podklíčkovém dýchání se provzdušní i plicní hroty, které se běžně nepoužívají. Pomáhá proti zánětům a astmatu. [6]

Dále se dá dýchání také dělit na [7]:

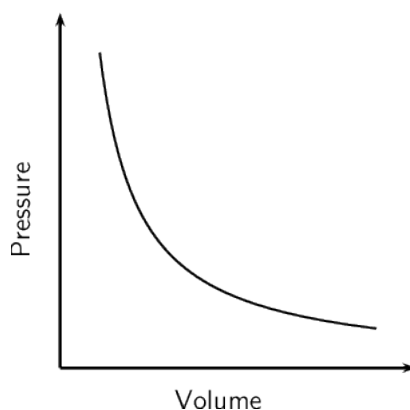
- Eupnoe - Klidové dýchání 12-16 nádechů/min
- Tachypnoe - Zvýšená frekvence dýchání
- Bradypnoe - Snížená frekvence dýchání

- Hyperpnoe - Zvýšení objemu jednotlivých nádechů
- Hyperpnoe - Snížení objemu jednotlivých nádechů
- Apnoe - Zástava dechu
- Dispnoe - Obtížné dýchání způsobené pocitem dušnosti.

2.2 Mechanika dýchání

Nádechy a výdechy jsou způsobeny gradientem tlaků mezi plicemi a atmosférou. Ke změně tlaku v plicích dochází buď pohybem bránice, která roztahuje plíce kraniokaudálně (shora dolů), nebo pohybem žeber, které mění objem předozadní a příčný.

Vztah mezi objemem a tlakem vzduchu popisuje Boyleův–Mariottův zákon. Ten uvádí, že v uzavřeném prostoru jsou tlak a objem nepřímo úměrné. Viditelné na 2.3. [1], [2]



Obrázek 2.3: Boyleův-Mariotův zákon. Převzato z [8]

Dutina hrudní má vždy mírný podtlak, který pomáhá udržovat dýchací cesty otevřené. Během nádechu se zvětší objem plic poklesem bránice a vzestupem žeber a tedy podle Boyle-Mariotova zákona klesne tlak pod atmosférický a tímto tlakovým gradientem se nažene vzduch do plic.

Během výdechu bránice relaxuje, elasticita plic je navrátí do klidové výchozí polohy a cyklus může začít znovu. Nádech je děj aktivní, dochází k pohybu bránice a žeber aktivitou motoneuronů, výdech děj pasivní. Při klidném dýchání se tlak mění asi o 0,2 kPa a bránice se posouvá asi o 1,2 cm. [9]

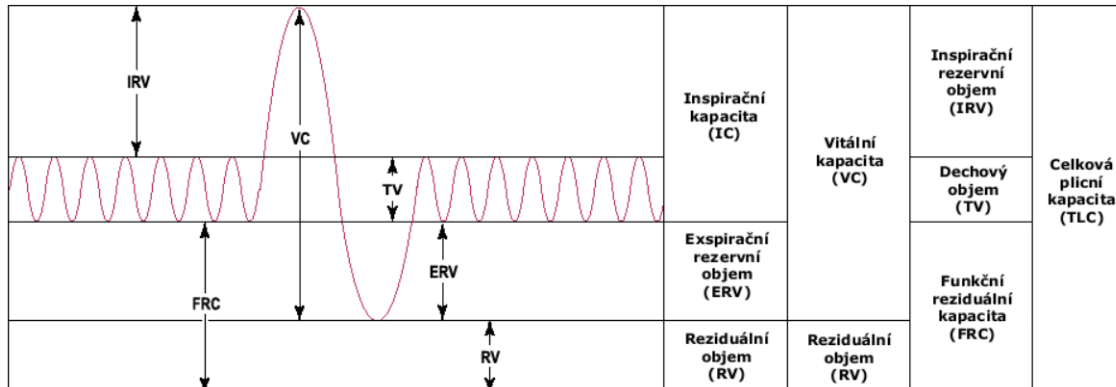
2.3 Plicní objemy

Celkový objem plic se skládá z sum několika objemů. I když obsahuje běžný nádech asi půl litru vzduchu, tak průměrný obsah plic dospělého muže je přibližně 6 litrů.

Měření objemu plic je důležitou součástí testování jejich správné funkce. Tento objem se liší podle hloubky dýchání, etnicity, pohlaví a u některých onemocnění dýchacích cest. Většina objemu plic se měří spirometrií, avšak pokud bychom chtěli zjistit reziduální objem, mrtvý objem a celkovou kapacitu plic, museli bychom přijít k plethysmografii, dusíkovému vymývání, nebo héliovou diluční metodou.

Statické objemy jsou:

- Dechový objem (V_T nebo TV) je objem jednoho vdechu a výdechu. Klidový V_T je průměrně 0,5 litru.
- Expirační rezervní objem (ERV) je objem, který člověk může usilovně vydechnout po klidovém výdechu. Činní přibližně 1,7 litru.
- Inspirační rezervní objem (IRV) je objem, který člověk může usilovně nadechnout po klidovém nádechu. Činní přibližně 3 litry.
- Reziduální objem (RV) je objem, který zůstane v plicích i po maximálním výdechu. Činní přibližně litru.



Obrázek 2.4: Objemy a kapacity plic. Převzato z [10]

Dva a více objemů tvoří kapacitu:

- Vitální kapacita (VC) je součet V_T , ERV a IRV. Je to objem vzduchu, co je možný vydechnout po maximálním nádechu. Činní přibližně 4,5 litru.
- Celková plicní kapacita (TLC) zahrnuje všechny objemy. Dosáhneme jí maximálním nádechem. Činní asi 6 litrů.
- Funkční reziduální kapacita (FRC) je objem plic po klidném výdechu. Činní asi 2,2 litru.

- Inspirační kapacita (IC) je součet objemu nádechu a inspiračního rezervního objemu. Činní přibližně 3,5 litru.

Tyto hodnoty platí pro muže, pro ženy jsou o 20 % nižší. Věkem postupně klesá vitální kapacita a roste kapacita reziduální. Dále také onemocněními dýchacích cest výrazně roste reziduální objem.

Hlavní dynamický objem je minutová ventilace (V). Počítá se: $V = f * V_t$, kde f je dechová frekvence. V klidovém stavu je 6-8 litrů a při maximálním vytížení až 180 litrů. [9], [10],[1]

2.4 Poddajnost a smrštivost plic a hrudníku

U plicních onemocnění dochází k omezení plicní ventilace. Hlavní příčinou omezení je poddajnost (jak pružné plíce jsou) a odpor (kolik překážek je v dýchacích cestách. Průběžné měření plicní ventilace může tedy být přesným indikátorem onemocnění plic. Převrácené hodnotě poddajnosti se říká smrštivost. [9]

Poddajnost se měří jako poměr změny objemu ku změně tlaku:

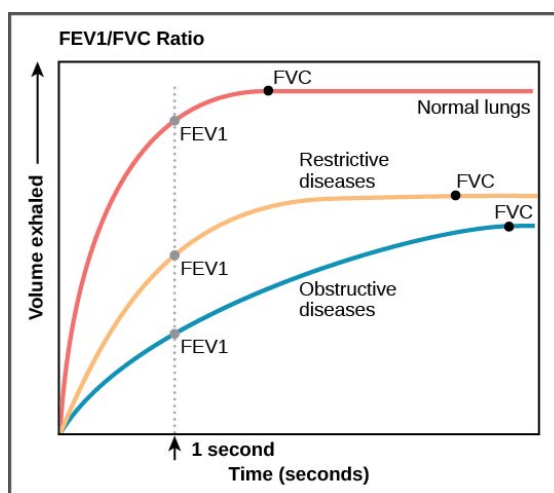
$$C = \frac{dV}{dP}$$

C = poddajnost

dV = změna objemu [l]

dP = změna tlaku [kPa]

Měření probíhá měřením objemu vydechnutého vzduchu po plném nádechu. Výsledky měření jsou vidět na obrázku 2.5.[2], [1]

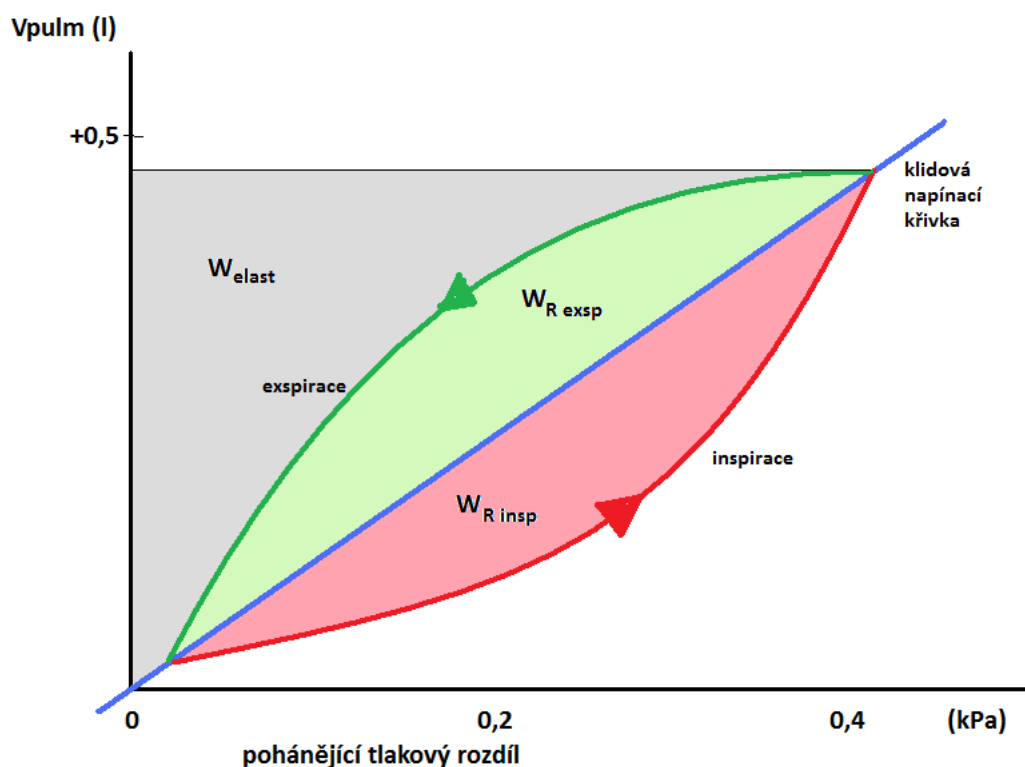


Obrázek 2.5: Měření poddajnosti a odporu plic. Převzato z [2]

Červená čára odpovídá zdravým plicím, oranžová jsou plíce se sníženou poddajností a modrá jsou plíce se zvýšeným odporem. Mezi nemocí snižující poddajnost patří astma, plicní edém a emfyzém, který většinou vzniká kouřením cigaret. Mezi nemocí zvyšující odpor patří například astma, nebo zvýšená sekrece hlenu. Z obrázku 2.5 je zřejmé, že u obou typů omezení člověk nejen vydechuje menší objem vzduchu, ale zároveň zůstává v plicích více vzduchu, který nejde vydechnout a tím se sníží dechový objem. [2], [1]

2.5 Dechová práce

Dechová práce je množství energie, kterou člověk musí vyvinout, aby se nadechl. Plíce samy o sobě chtějí smrštít a abychom se mohli nadechnout, je potřeba překonat plicní poddajnost a povrchové napětí.



Obrázek 2.6: Dechová práce. Převzato z [11]

Na grafu 2.6, kde svislá osa je objem a vodorovná je tlak, je vidět kolik energie je potřeba na dýchání. Šedá oblast je množství energie potřebné k překročení poddajnosti plic. Zelená a červená oblast znázorňují množství energie na překročení povrchového napětí. Součet šedé a červené oblasti je práce inspirační, odečtení zelené oblasti od šedé je práce expirační. Při nádechu překonáme elastické síly, které pak pohání výdech.

Při onemocnění dýchacích cest se tento graf výrazně mění. Problémy s nádechem jsou zřejmé z většího sklonu klidové napínací křivky, u problému s výdechem pak zelená šipka

znázorňující nádech nabude i záporných hodnot tlaku, jelikož člověk musí úsilím vytlačit ze sebe vzduch. [11], [1]

Kapitola 3

Metody snímání dechové frekvence

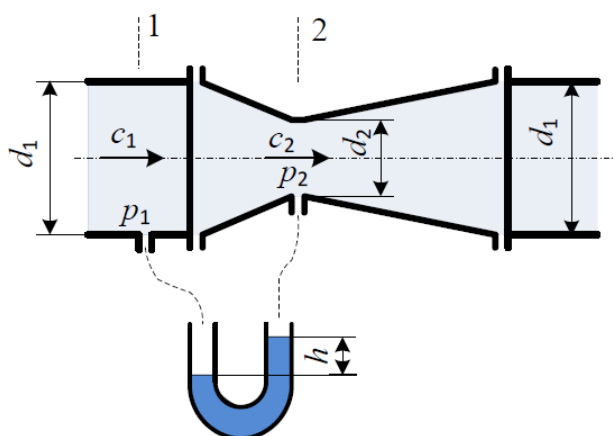
Pro snímání dechové frekvence jsou k dispozici různé technologie. Dělí se na kontaktní a bezkontaktní. Při kontaktních měřících technikách musí být senzor v kontaktu s tělem subjektu. Kontaktní metody se dále dělí podle různých metod založených na fyzikálních a chemických principech. Metody spadají do sedmi technik. [12], [6]

3.1 Snímače průtoku vzduchu

Změřit rychlost/objem vdechovaného a vydechovaného vzduchu lze několika senzory. Časový trend objemu nebo rychlosti umožňuje odhadnout dechovou frekvenci. Dají se využít průřezové průtokoměry, turbínové průtokoměry, anemometry s horkým drátem a další. Z této sekce bych chtěl přiblížit diferenční průtokoměry, které s anemometry s horkým drátem jsou nejvíce používané způsoby měření dechové frekvence, hlavně kvůli jejich přesnosti a citlivosti.

3.1.1 Průřezové průtokoměry

Diferenční průtokoměry jsou velmi často využívány spirometry k určování časového trendu vdechovaného a vydechovaného vzduchu během dýchání. Jejich princip je založený na Bernoulliho rovnici. Ve zúženém místě dochází ke zvýšení rychlosti a snížení tlaku, které se měří diferenčním tlakoměrem. Ke škrcení trubky se využívají clony, dýzy nebo venturiho trubice.



Obrázek 3.1: Venturiho princip. Převzato z [13]

Diferenční průtokoměry se používají pro dospělé i kojence, protože jsou navrženy tak, aby dosáhly ideálního kompromisu mezi přesností a odporem na dýchací systém. Dají se nastavit na velmi malé průtoky (<1 L/min) i na velmi vysoké průtoky (>100 L/min). Další výhodou je možnost rozlišovat výdech a nádech díky tomu, že jsou obousměrné.

Velkou nevýhodou ovšem je, že veškerý vydechovaný a nadechovaný vzduch jde přes průtokoměr, a to znamená přidání odporu na dýchání. To a přítomnost masky, která usměrňuje tok vzduchu, jsou důvody, proč tato metoda nevyhovuje některým sportovcům a nevyužívá se pro kritické pacienty. [14]

3.2 Techniky založené na teplotě vzduchu

Při dýchání je vydechovaný vzduch asi o 15 C teplejší než vdechovaný vzduch, který má teplotu okolí. Díky tomu různé druhy teplotních senzorů umožňují odhadování dechové frekvence.

Pro snímání teploty lze využít například termistory a termočlánky. Termistory mají pomalou odezvu a jsou tedy vhodné jen pro měření pomalého dýchání (<12 nádechů/min), termočlánky jsou rychlejší, a tedy o něco vhodnější k měření. [12]

3.2.1 Termočlánky

Termočlánek vytváří teplotně závislé napětí v důsledku termoelektrického jevu (Seebeckův jev). K výskytu elektrického potenciálu dochází, když jsou dva různé kovy spojeny do smyčky a tyto dva přechody jsou drženy na rozdílných teplotách.

Některé materiály jsou vhodnější pro termočlánky než jiné. Konečná volba kovů má pak vliv na citlivost, náchylnost ke korozi a cenu. Přesnost obvykle bývá kolem 1 C a

odezva trvá asi 0,5 s. Tato odezva je dostatečná pro měření i vyšších hodnot dechových frekvencí.

Termočlánky jsou obecně dražší než termistory, většinou jsou integrovány do masky, umístěny pod nosní dírky, nebo přímo do nosu. Čím lépe termočlánek zajistíme, tím méně bude citlivý na pohyb těla. Tyto senzory jsou využívány velmi zřídka. [12]

3.3 Měření pohybu hrudní stěny

Jak už bylo dříve zmíněno, dýchání probíhá pomocí bránice a mezižeberních svalů. Stažení mezižeberních svalů způsobuje expanzi hrudní dutiny. Stěna hrudníku se zvedne až o 7 cm. Tyto změny se dají zaznamenávat několika způsoby: záznam napětí (který je využíván jako reference v této bakalářské práci), nebo záznam trojrozměrných pohybů hrudníku (sklon, zrychlení, rychlost). [12], [15]

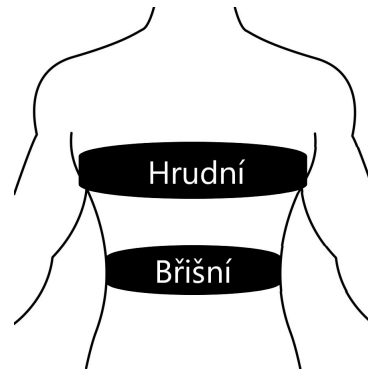
3.3.1 Snímání napětí

Snímání napětí na hrudní stěně je nepřímý způsob měření dechové frekvence. Napěťové senzory se využívají pro zaznamenání cyklického přenosu expanze a kontrakce hrudní dutiny do signálu, ze kterého se extrahuje dechová frekvence. Je několik způsobů, jak se snímá napětí na hrudní stěně, jako například odporové senzory, kapacitní senzory, induktivní senzory, nebo pomocí optických vláken. Měření probíhá na hrudním koši a zároveň 2-5 centimetrů nad pupíkem, aby se při měření zaznamenával pohyb bránice i hrudního koše. [12], [16]

3.3.2 Odporové senzory

Tyto senzory fungují na piezoelectickém jevu. Při působení vnější deformace dochází ke změně odporu, ze kterého jde stanovit napětí. Při překročení meze napětí senzoru může dojít k nepřesnému měření, nebo k mechanické poruše snímacího prvku. Další nevýhodou je, že jsou ovlivněny pohyby, které nesouvisí s dýcháním. Nepoužívají se tedy na měření při běhání nebo chůzi, mohlo by dojít k velkým chybám.

V případě polygrafu BIO jsou jen dva senzory napětí spojeny gumovou trubičkou, ale senzory se dají přímo spojit s textilní strukturou. Proběhly pokusy například s pásy v automobilu, který snímá dechovou frekvenci.



Obrázek 3.2: Správné umístění senzorů.

Na obrázku 3.2 vidíme správné umístění senzorů. Horní senzor je umístěn v oblasti 3-4 žebra a spodní přibližně 5 cm nad pupík. Hrudnímu senzoru se dává větší váha, jelikož je mnohem méně ovlivněn pohybem. [12], [16]

Kapitola 4

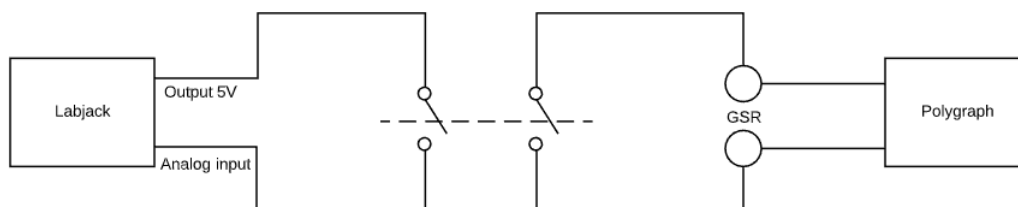
Praktická část

Cílem praktické části bylo zjistit, zda lze použít vlhkoměr jako přiměřeně spolehlivý snímač dechového vzorce. Protože vlhkoměr může být i velmi malý a mohl by tedy uživateli zvýšit komfort měření a zároveň být méně omezující při pohybu zkoumané osoby. Další jeho výhodou je jeho relativně nízká pořizovací cena. Běžně se využívají například dva hrudní pásy umístěné kolem hrudníku, nebo masky se spirometry které mohou mít vliv na psychologický stav měřené osoby. Samotné měření je sice přesnější z titulu jeho fyzikálního principu, ale výrazně ovlivňuje měřený subjekt, čímž výslednou přesnost měření znehodnocuje. Vlhkoměr by tedy mohl uživateli zpříjemnit měření a zároveň být méně restriktivní při pohybu a ve výsledku být i přesnější.

4.1 Průběh měření

Měření probíhalo v laboratoři na Polygrafu a Labjacku najednou. K měření jsem používal:

- Polygraf BIO s připojeným snímačem dechové frekvence a GSR
- Sluchátka s přidělaným vlhkoměrem
- Labjack U3 - HV
- Dvojitý spínač
- PC



Obrázek 4.1: Schéma zapojení pro měření

Schéma 4.1 ukazuje, jak jsem dvojitým spínačem zajistil, aby obě měření začala najednou. Jeden spínač připojený k 5 V výstupu Labjacku a k analogovému vstupu a druhý spínač je z obou stran připojen k sensorům GSR. Po sepnutí spínačů se obvody uzavřou a obě zařízení detekují změnu napětí.

4.2 Pomůcky k měření

4.2.1 Polygraph BIO

Polygraf je komplexní zařízení, pomocí kterého můžeme snímat různé fyziologické parametry, například srdeční frekvenci, dýchání, Galvanickou Kožní Reakci (GSR). Sensory se připojí na člověka a výsledná data jsou odeslána do počítače, kde se zobrazují jako grafy, a zároveň jdou uložit jako soubor csv. Díky těmto datům se dá zjistit spousta informací o psychologickém stavu připojeného člověka. Polygraf je pro spoustu lidí synonymem pro detektor lži, ale to je jen pouze jedna z možných aplikací. V mojí práci využiji hlavně snímání dechové frekvence a galvanickou kožní reakci. [17] [18]

4.2.2 Vlhkoměr

Pro měření jsem využil vlhkoměr HIH-4000 Series. Je to kapacitní senzor vlhkosti. Tento senzor má téměř lineární napěťový výstup a díky tomu je ideální na přímé zapojení do Labjacku. Přenásobením výstupního napětí rovnicí: $(V_{\text{OUT}} - 0.826)/0.0315$ získám hodnotu relativní vlhkosti. Senzor měří relativní vlhkost, což znamená, že porovnává okamžité

množství vodních par ve vzduchu s množstvím par, které by měl plně nasycený vzduch o stejném tlaku a teplotě. Udává se v procentech. Vlhkoměr má za běžných podmínek 25 C dobu odezvy 1/15 s a díky rychlé odezvě má potenciál pro měření dechového vzorce.

Při měření byl vlhkoměr přidělán k mikrofону sluchátek, díky kterým se snadno umístil před ústa a nos měřené osoby. Důležité bylo aby senzor byl dostatečně blízko obličeji, aby snímal výdechy jak z nosu, tak z úst. Zároveň nesměl být příliš blízko ústům, aby nedocházelo k přehlcení vlhkoměru silným proudem vzduchu.



Obrázek 4.2: Průběh měření s viditelným umístěním vlhkoměru.

4.2.3 Labjack U3 - HV

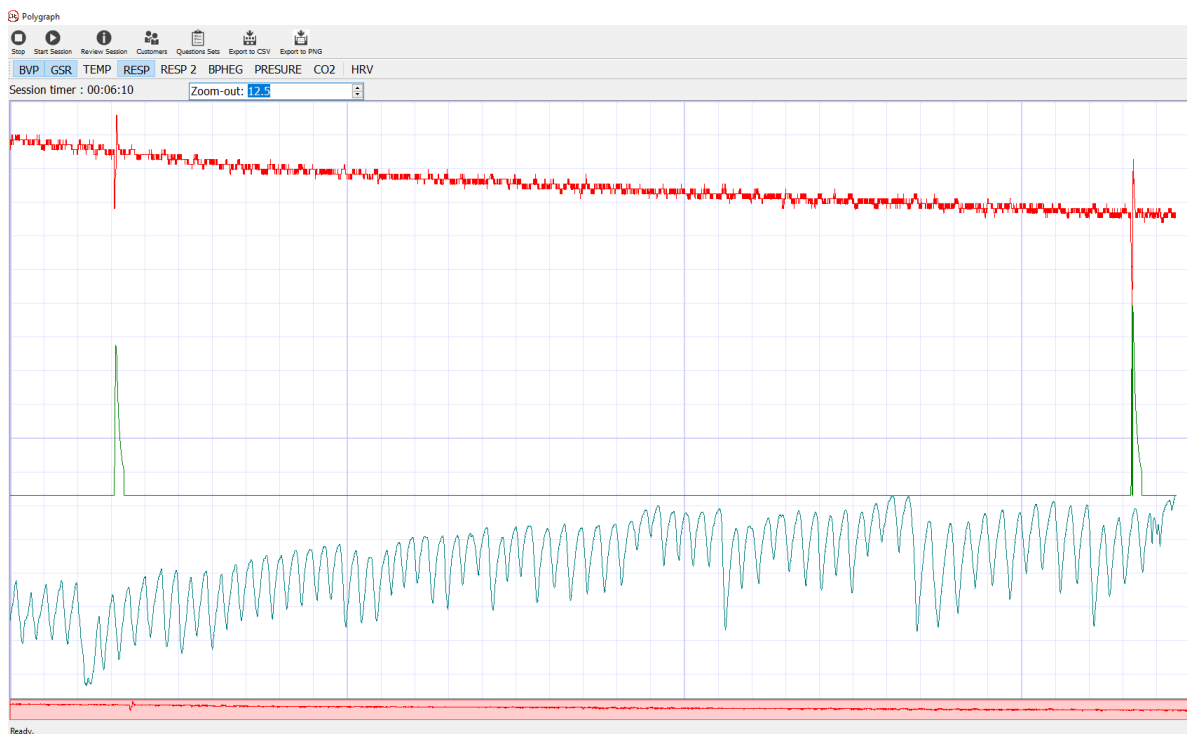
Labjack U3 je USB data akvizitní zařízení s 16 flexibilními I/O (vstupy/výstupy) a čtyřmi digitálními. Má také dva analogové výstupy, dva čítače a dva časovače. Při mém měření jsem využil analogový vstup a 5 V výstup. Na vstupu byl připojen vlhkoměr a 5V výstupem byl připojený dvojitý spínač.

4.3 Softwarové rozhraní

4.3.1 Polygraph BIO

Po spuštění programu Polygraf BIO jsem vytvořil nového uživatele (v programu označené "Custommer"). Dále jsem vytvořil nový soubor otázek pomocí ikonky "Questions sets". Žádné otázky jsem nezadával, nebyly pro měření podstatné. Poté jsem správně

upl tlakové pásy kolem hrudníku a pasu. Měření jsem spustil pomocí ikonky "Start new session" a poté pustil i měření v Labjacku. Zmáčknutím spínače se zvýšila hodnota Galvanická Kožní Reakce (GSR) a tím se označil začátek měření. Po naměření minutu a půl dlouhého vzorku jsem spínač opět zmáčkkl a tím označil konec měření. Poté jsem se dostal k naměřeným hodnotám přes "Review sessions" kde jsem zkontroloval, že měření proběhlo správně. Ikonkou Export to CSV jsem získal naměřená data ve formátu CSV, která jsem pak dále používal.



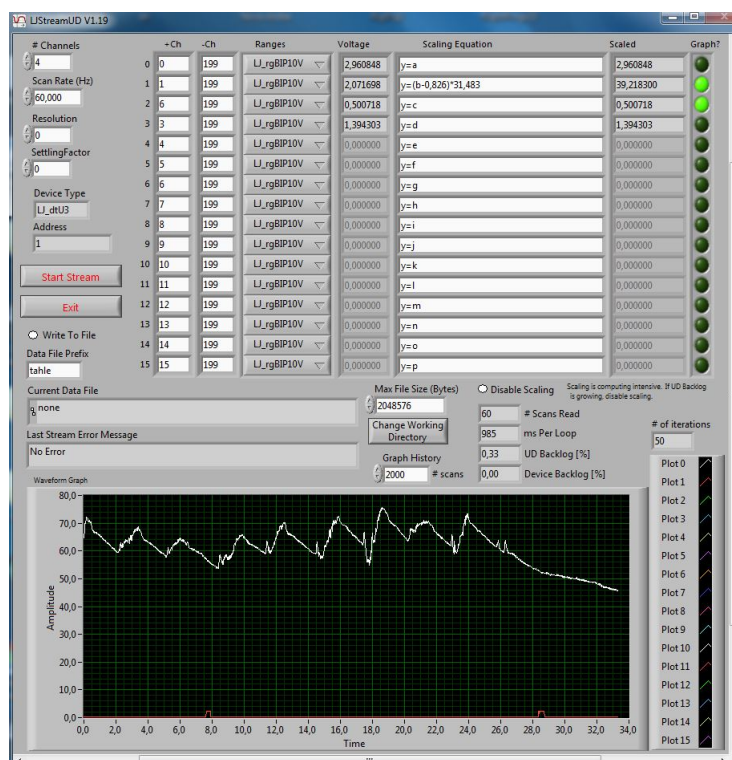
Obrázek 4.3: Prostředí Polygrafu BIO (Zelený signál uprostřed je GSR, modrý signál dole je výstupní signál polygrafu) [19]

Obrázek 4.3 je ukázkou prostředí Polygrafu BIO, kde můžeme vidět dříve zmíněné ikony. Dále také můžeme vidět průběh dýchání a označení začátku a konce měření. Světle modrá je frekvence dýchání, zelená je Galvanická Kožní Reakce (GSR), která označuje začátek a konec měření.

4.3.2 Labjack StreamUD

I když softwarové rozhraní Labjacku umožňuje i mnohem vyšší frekvence, nastavil jsem frekvenci měření 60 Hz, stejnou jako Polygraf BIO, což umožnilo jednodušší zpracování dat. Dále jsem v části "Scaling Equation" zadal $y=(b-0,826)*31,483$, abych na výstupu byla místo hodnot napětí relativní vlhkost vzduchu. Zmáčknutím tlačítka "Start Stream" začne aplikace zaznamenávat měřená data z jednotky Labjack U3. Po zaškrtnutí položky

"Write to file" se začnou data zapisovat do souboru .dat. Převedení do formátu csv jsem provedl jednoduše změněním koncovky na .csv.



Obrázek 4.4: Prostředí LJStreamUD [20]

V obrázku 4.4 je vidět záznam z měření, kde bílá čára označuje vlhkost vzduchu a červená začátek a konec měření.

4.4 Příprava před vyhodnocováním

4.4.1 Předzpracování dat v tabulkovém procesoru

V Excelu jsem udělal přípravu dat pro můj program v Pythonu. Odstranil jsem data před a za koncem měření, rozdělil data a zkontroloval, aby obě měření byla stejně dlouhá. Většinou bylo měření na polygrafu o několik hodnot delší. Tyto data jsem odstranil a tím jsem získal dva stejně dlouhé data sety. Odstranění dat z konce má téměř nulový dopad na měření. Začátek a konec měření jsem nevyužil do vyhodnocování měření, a také jsem data vzájemně posunul, abych získal co největší korelaci.

A1		01.07.2020									
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	
1	#####										
2	15:35:14										
3											
4	0, CH+=0, CH-=199, Range=+/-10, y=a										
5	1, CH+=1, CH-=199, Range=+/-10, y=(b-0,826)*31,483										
6	2, CH+=6, CH-=199, Range=+/-10, y=c										
7	3, CH+=3, CH-=199, Range=+/-10, y=d										
8											
9											
10	Timev0v1v2v3y0y1y2y3										
11	0,0000002,9659052,7182930,3131541,4094822,96590559,5750510,3131541,409482										
12	0,0166672,9709622,7233440,3107651,4044232,97096259,7340880,3107651,404423										
13	0,0333332,9709622,7283960,2970261,4044232,97096259,8931250,2970261,404423										
14	0,0500002,9659052,7233440,2922481,4044232,96590559,7340880,2922481,404423										
15	0,0666672,9709622,7233440,2940401,4044232,97096259,7340880,2940401,404423										
16	0,0833332,9760192,7233440,3083761,4044232,97601959,7340880,3083761,404423										
17	0,1000002,9709622,7132410,3131541,4094822,97096259,4160130,3131541,409482										
18	0,1166672,9659052,7283960,3113621,4094822,96590559,8931250,3113621,409482										
19	0,1333332,9709622,7182930,2958321,4094822,97096259,5750510,2958321,409482										
20	0,1500002,9709622,7182930,2898581,4044232,97096259,5750510,2898581,404423										
21	0,1666672,9709622,7132410,2922481,4094822,97096259,4160130,2922481,409482										
22	0,1833332,9709622,7283960,3071811,4044232,97096259,8931250,3071811,404423										
23	0,2000002,9659052,7182930,3125571,4044232,96590559,5750510,3125571,404423										
24	0,2166672,9659052,7182930,3101681,4044232,96590559,5750510,3101681,404423										
25	0,2333332,9659052,7182930,2952341,4094822,96590559,5750510,2952341,409482										
26	0,2500002,9709622,7081900,2892611,4044232,97096259,2569760,2892611,404423										
27	0,2666672,9760192,7132410,2910531,3993632,97601959,4160130,2910531,399363										
28	0,2833332,9709622,7081900,3053891,4094822,97096259,2569760,3053891,409482										
29	0,3000002,9709622,7182930,3125571,4044232,97096259,5750510,3125571,404423										
30	0,3166672,9659052,7132410,3095701,4094822,96590559,4160130,3095701,409482										
31	0,3333332,9709622,7233440,2946371,4044232,97096259,7340880,2946371,404423										
32	0,3500002,9659052,7132410,2892611,4044232,96590559,4160130,2892611,404423										
33	0,3666672,9760192,7081900,2916501,4044232,97601959,2569760,2916501,404423										
34	0,3833332,9659052,7081900,3065841,4044232,96590559,2569760,3065841,404423										
35	0,4000002,9659052,7132410,3125571,4044232,96590559,4160130,3125571,404423										
36	0,4166672,9659052,7081900,3101681,4044232,96590559,2569760,3101681,404423										
37	0,4333332,9659052,7081900,2946371,4044232,96590559,2569760,2946371,404423										
38	0,4500002,9659052,7081900,2898581,4044232,96590559,2569760,2898581,404423										

Obrázek 4.5: Výstupní data z vlhkoměru

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	Time	v0	v1	v2	v3	y0	y1	y2	y3		
2	8,333333	2,965905	2,819323	2,446836	1,409482	2,965905	62,75579	2,446836	1,409482		
3	8,35	2,960848	2,814272	2,446836	1,404423	2,960848	62,59676	2,446836	1,404423		
4	8,366667	2,965905	2,804169	2,446836	1,404423	2,965905	62,27868	2,446836	1,404423		
5	8,383333	2,960848	2,789014	2,446836	1,409482	2,960848	61,80157	2,446836	1,409482		
6	8,4	2,965905	2,789014	2,446836	1,404423	2,965905	61,80157	2,446836	1,404423		
7	8,416667	2,970962	2,773859	2,446836	1,409482	2,970962	61,32446	2,446836	1,409482		
8	8,433333	2,970962	2,763756	2,446836	1,409482	2,970962	61,00639	2,446836	1,409482		
9	8,45	2,970962	2,763756	2,446836	1,409482	2,970962	61,00639	2,446836	1,409482		
10	8,466667	2,970962	2,768808	2,446836	1,404423	2,970962	61,16542	2,446836	1,404423		
11	8,483333	2,965905	2,763756	2,446836	1,409482	2,965905	61,00639	2,446836	1,409482		
12	8,5	2,970962	2,753653	2,446836	1,404423	2,970962	60,68831	2,446836	1,404423		
13	8,516667	2,970962	2,758705	2,446836	1,404423	2,970962	60,84735	2,446836	1,404423		
14	8,533333	2,970962	2,753653	0,616601	1,404423	2,970962	60,68831	0,616601	1,404423		
15	8,55	2,965905	2,753653	0,435011	1,404423	2,965905	60,68831	0,435011	1,404423		
16	8,566667	2,976019	2,753653	0,26716	1,404423	2,976019	60,68831	0,26716	1,404423		
17	8,583333	2,965905	2,753653	0,278509	1,409482	2,965905	60,68831	0,278509	1,409482		
18	8,6	2,970962	2,748602	0,302402	1,409482	2,970962	60,52927	0,302402	1,409482		
19	8,616667	2,970962	2,748602	0,234306	1,404423	2,970962	60,52927	0,234306	1,404423		
20	8,633333	2,970962	2,748602	0,458307	1,404423	2,970962	60,52927	0,458307	1,404423		
21	8,65	2,965905	2,738499	0,408131	1,409482	2,965905	60,2112	0,408131	1,409482		
22	8,666667	2,965905	2,74355	0,264173	1,404423	2,965905	60,37024	0,264173	1,404423		
23	8,683333	2,970962	2,748602	0,172781	1,404423	2,970962	60,52927	0,172781	1,404423		
24	8,7	2,970962	2,738499	0,261186	1,409482	2,970962	60,2112	0,261186	1,409482		
25	8,716667	2,970962	2,74355	0,381848	1,409482	2,970962	60,37024	0,381848	1,409482		
26	8,733333	2,976019	2,74355	0,450542	1,404423	2,976019	60,37024	0,450542	1,404423		
27	8,75	2,970962	2,738499	0,396781	1,409482	2,970962	60,2112	0,396781	1,409482		
28	8,766667	2,970962	2,738499	0,252824	1,404423	2,970962	60,2112	0,252824	1,404423		
29	8,783333	2,970962	2,74355	0,157847	1,409482	2,970962	60,37024	0,157847	1,409482		
30	8,8	2,965905	2,738499	0,237293	1,409482	2,965905	60,2112	0,237293	1,409482		
31	8,816667	2,965905	2,74355	0,362733	1,404423	2,965905	60,37024	0,362733	1,404423		
32	8,833333	2,970962	2,738499	0,435011	1,404423	2,970962	60,2112	0,435011	1,404423		
33	8,85	2,970962	2,738499	0,387224	1,404423	2,970962	60,2112	0,387224	1,404423		
34	8,866667	2,965905	2,74355	0,249837	1,404423	2,965905	60,37024	0,249837	1,404423		
35	8,883333	2,970962	2,74355	0,157847	1,404423	2,970962	60,37024	0,157847	1,404423		
36	8,9	2,970962	2,738499	0,231917	1,409482	2,970962	60,2112	0,231917	1,409482		
37	8,916667	2,965905	2,738499	0,360344	1,399363	2,965905	60,2112	0,360344	1,399363		
38	8,933333	2,965905	2,74355	0,433816	1,404423	2,965905	60,37024	0,433816	1,404423		

Obrázek 4.6: Data připravená na vyhodnocení

4.4.2 Korelace signálů z hrudního snímače a vlhkoměru

Korelace je statistická funkce, která ukazuje, jak moc podobné jsou si dvě proměnné. Běžně se korelace používá ve světě financí, ale v běžném životě ji také často objevuje. Například velmi zjednodušeně v příkladě s velikostí a váhou. Když budeme mít dva lidi o kterých víme pouze jejich výšku, tak můžeme předpokládat, že ten menší člověk bude lehčí. Díky korelaci můžeme ovšem zjistit, jak moc přesný tento předpoklad je. Teoreticky bychom změřili a zvážili všechny lidi na světě a viděli určitou závislost výšky na váze. Porovnáním bychom získali korelační koeficient. Korelační koeficient nabývá hodnot $\langle -1; 1 \rangle$, kde -1 a 1 znamenají největší a 0 nejmenší podobnost. Většinou se korelace nad $0,7$ považuje za silnou korelaci, hodnoty $0,5 - 0,7$ za střední korelaci a hodnoty pod $0,5$ za slabou nebo žádnou korelaci.

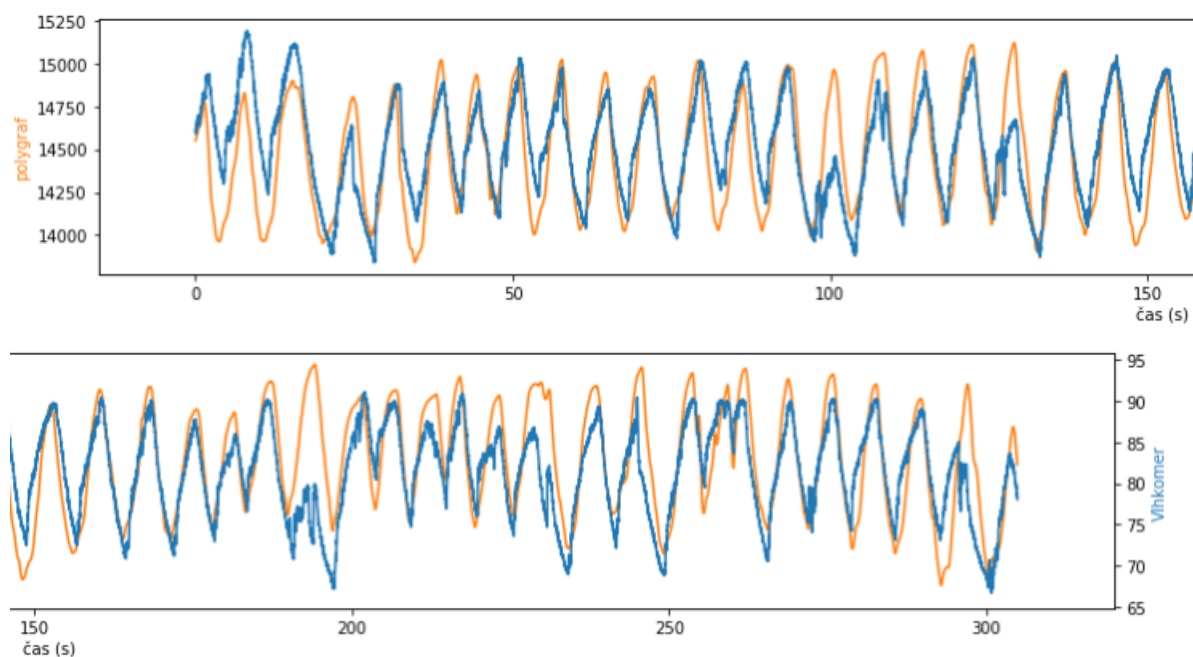
Pro ověření použitelnosti vlhkoměru jsem provedl několik korelačních měření, díky kterým můžeme vidět, jak moc je podobný signál z polygrafu (tedy z hrudního pásu) s

signálem z vlhkoměru. Měření jsem provedl dvě pro každou měřenou osobu. Jedno měření bylo v sedě a v klidu (statické), ideální podmínky jak pro vlhkoměr, tak i hrudní pás. Druhé (zátěžové) měření se skládalo z minuty pomalých dřepů a půl minuty vydýchání. Toto měření je už těžší vyhodnotit, jelikož měření dechové frekvence s hrudní pásem v pohybu nemusí být přesné. Přesto bylo měření přínosné nejen v tom, že tam stále byla relativně vysoká korelace, ale i v tom, že díky pohybu proudil vzduch rychleji kolem vlhkoměru. Vlhkoměr se tím pádem rychleji vracel k hodnotě relativní vlhkosti prostředí a díky tomu byly výraznější změny vlhkosti při začátku a konci výdechu.

Korelace Karel

První korelační měření jsem provedl na sobě. Popis statistických funkcí, které jsem používal bude na konci práce, zde jen uvedu výsledky.

Klidové měření bylo dlouhé 5 minut a seděl jsem u něj v klidu na židli. Moje typická dechová frekvence je kolem 10 nádechů za minutu, což je dolní hranice průměrné dechové frekvence. Korelační koeficient byl 0,754 a takto vypadá grafické porovnání (signál hrudního pásu je oranžový, signál vlhkoměru je modrý):

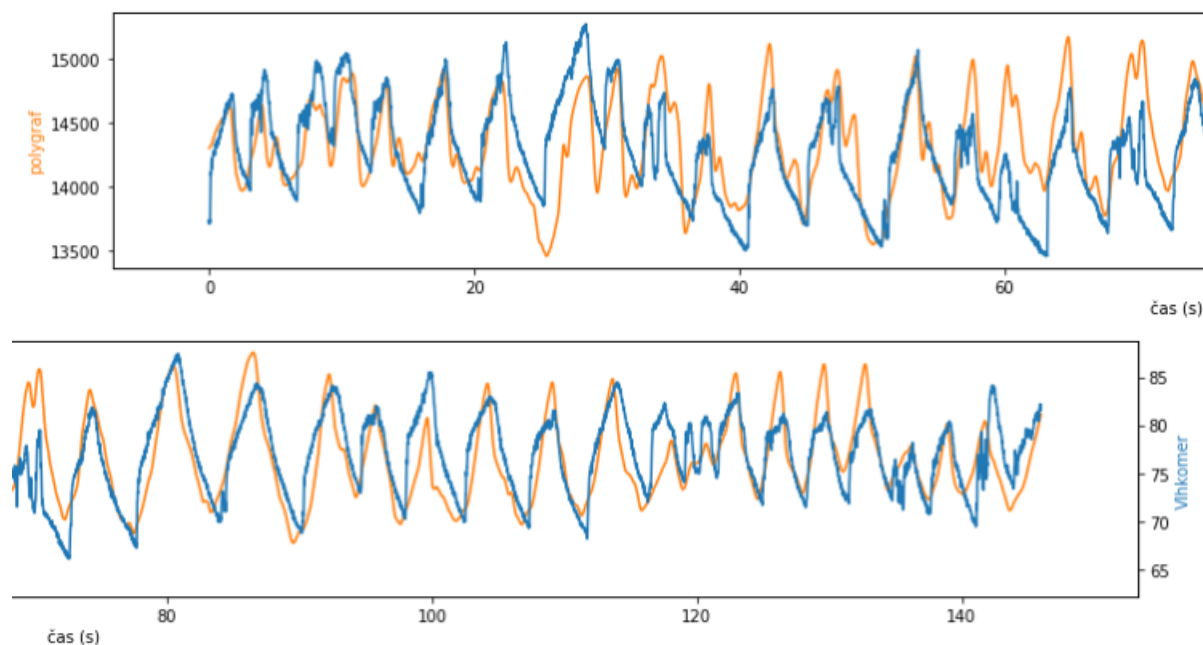


Obrázek 4.7: Statická korelace Karel, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu

Korelační koeficient 0,754 můžeme považovat za silnou korelaci. Z grafického porovnání je vidět, že v některých částech jsou signály téměř identické, ovšem některé výdechy, například kolem sté a dvousté vteřiny, jsou vlhkoměrem špatně zaznamenány. Peak je

stále na správném místě, ale bohužel kvůli velmi rozdílné hodnotě relativní vlhkosti, by měl můj program problém tento výdech zaznamenat.

Při zátěžovém měření dosáhl vlhkoměr korelačního koeficientu 0,698, což se dá stále považovat za silnou korelaci. Grafické porovnání vypadá takto:

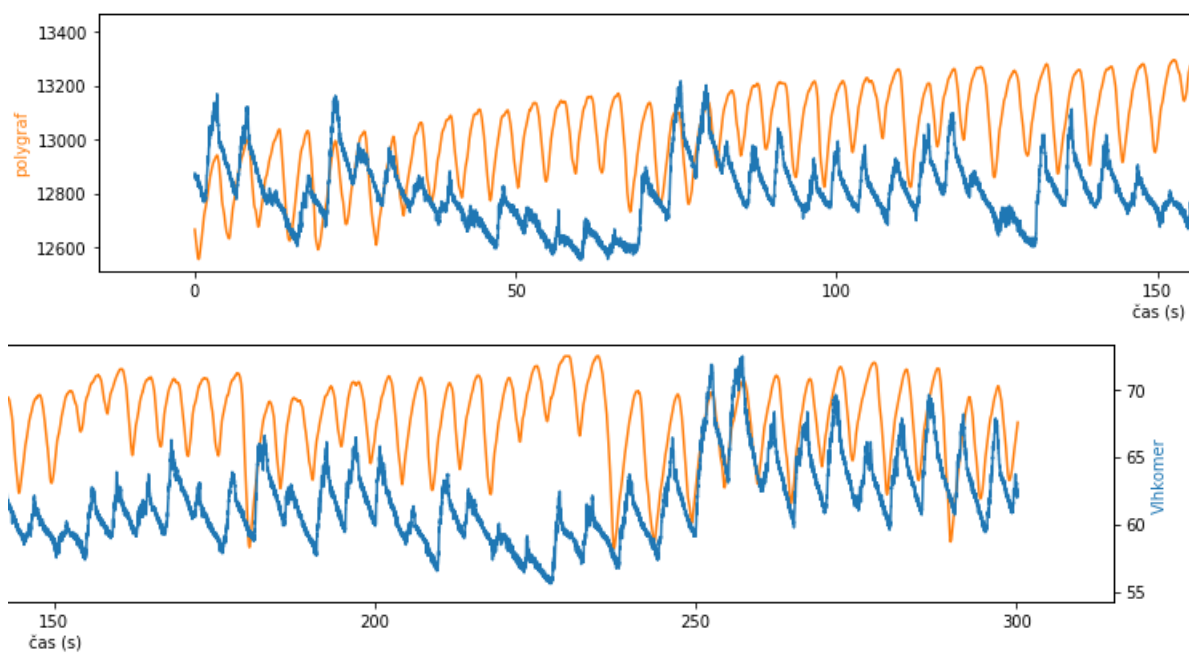


Obrázek 4.8: Zátěžová korelace Karel, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu

V tomto měření můžeme vidět i nedostatky hrudního pásu. Dřepová část je při měření hrudním pásem velmi chaotická, vlhkoměr se zdá být trochu konzistentnější ve tvaru peaků v průběhu měření. V druhé části jsem se už jen vydýchal. Při celém měření jsem dýchal pusou. Je vidět, že i přes to je měření velmi podobné a dá se využít pro vyhodnocení dechové frekvence.

Korelace Sabina

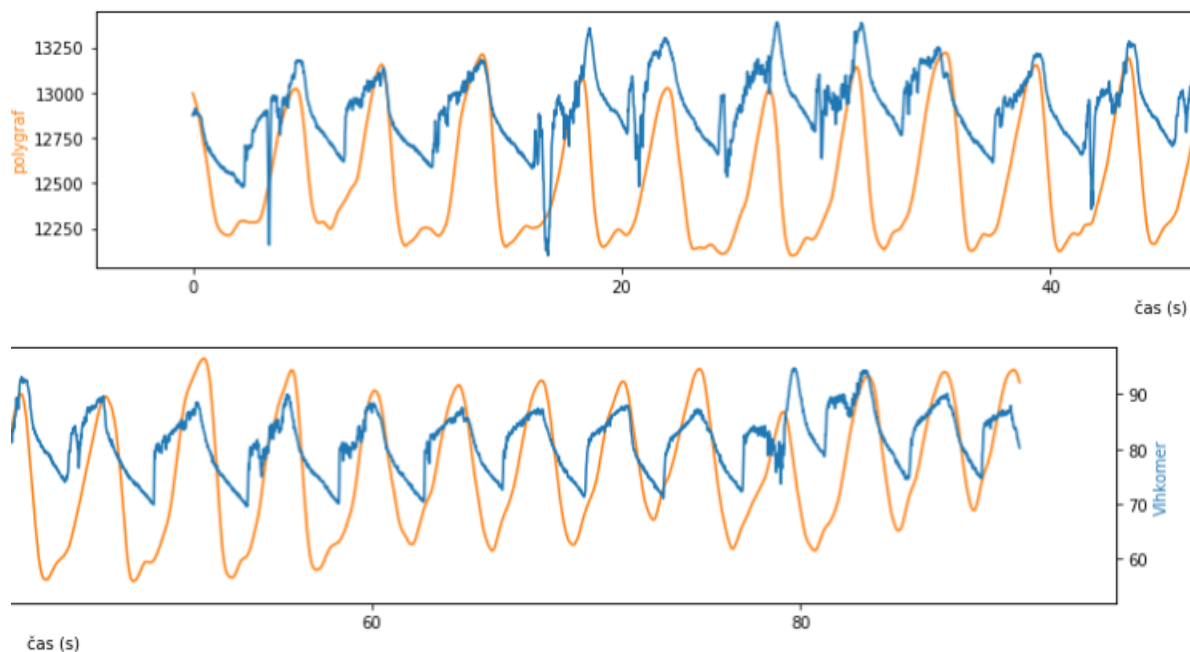
Druhé korelační měření bylo provedeno na Sabině. Jelikož je žena a je vzrůstem menší, je její dechová frekvence vyšší, kolem 15 nádechů za minutu. Při klidovém měření byl korelační koeficient 0,3 a grafické porovnání vypadlo takto:



Obrázek 4.9: Statická korelace Sabina, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu

Z grafického porovnání je zřetelné z čeho vychází nízká korelace. Mělké dýchání následované hlubokým nádechem má při měření hrudním pásem rostoucí trend, ovšem u vlhkoměru je klesající. Peaky ovšem vypadají, že jsou podobné, i když jen graficky.

Zátěžové měření už přineslo lepší výsledky. Korelační faktor byl 0,68 a grafické porovnání vypadá takto:

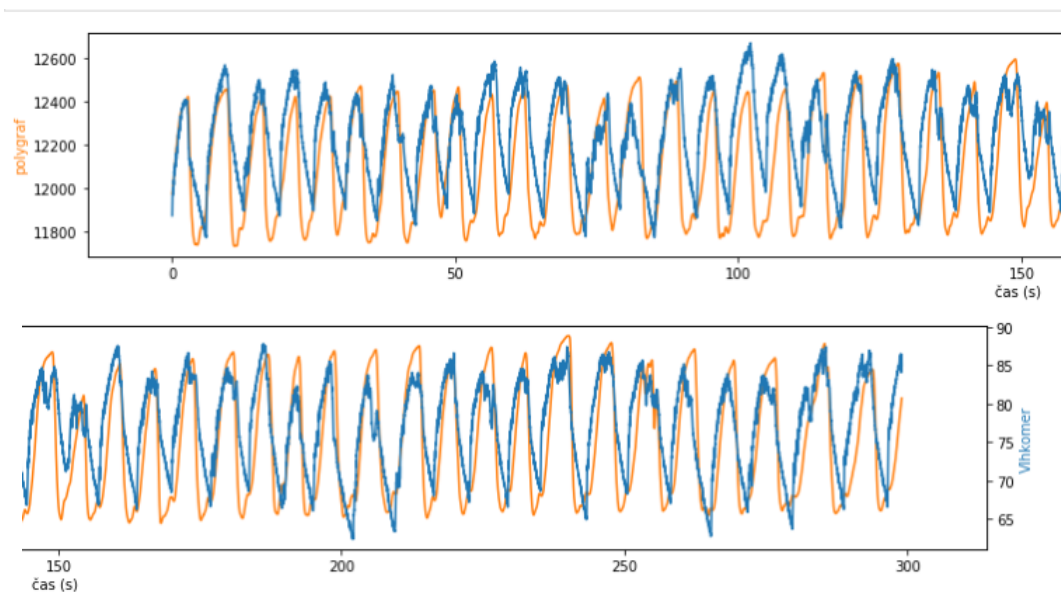


Obrázek 4.10: Zátěžová korelace Sabina, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu

Korelační koeficient ukazuje na silnou korelaci. V dřepové části je vidět potřeba čištění dat vlhkoměru. Vlhkoměr se občasně vrátí na hodnotu kolem 60 % relativní vlhkosti, to se ovšem vyčistí při vyhodnocování a nemá to vliv na výsledky. Horní peaky opět vypadají velmi podobně, dolní peaky vypadají, že jsou trochu zpomalené.

Korelace Vít

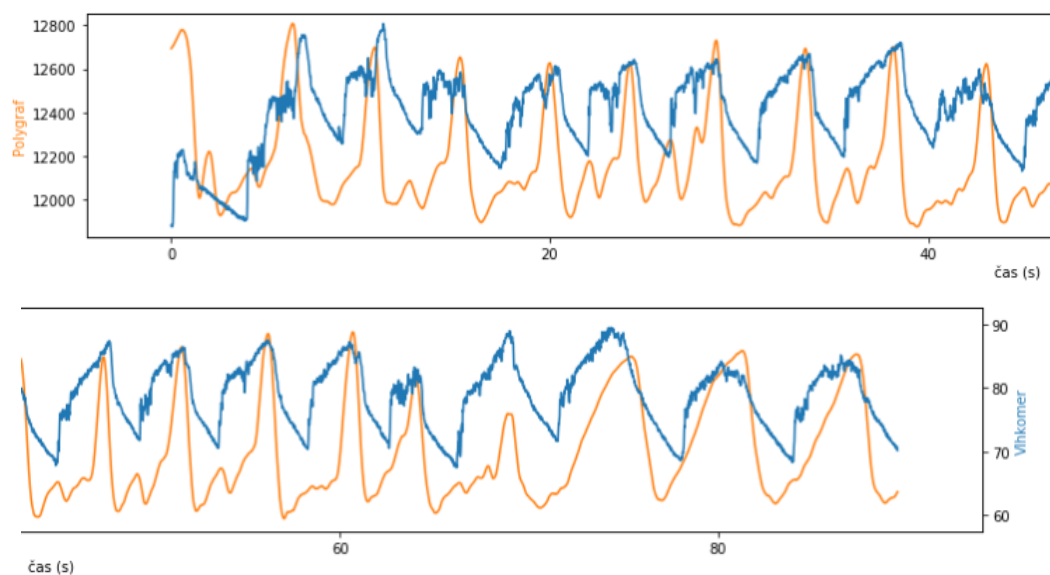
Třetí měření proběhlo na Vítovi. Je podobného vzrůstu, tak by jeho měření mělo být podobné mému.



Obrázek 4.11: Statická korelace Vít, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu

Korelační koeficient byl 0,785 ukazující na silnou korelaci. Ve grafickém srovnání jsou některá místa téměř identická. Oba signály jsou bez problémů, jednotné a vyhodnocovaly by se velmi snadno.

Zátěžové měření na druhou stranu dopadlo hůř. S korelačním koeficientem 0,5 a i z grafického výsledku jsou vidět velké rozdíly signálu.



Obrázek 4.12: Zátěžová korelace Vít, modrá - data z vlhkoměru, oranžová - data z polygrafu

Toto měření je silně ovlivněno i nepřesností měření hrudním pásem při pohybu. V dřepové části je velmi obtížné odhalit začátek výdechu podle hrudního pásu. Vlhkoměr

i přes malou ostrost peaků se zdá relativně použitelný. Ve výdechové části jsou signály opět podobné.

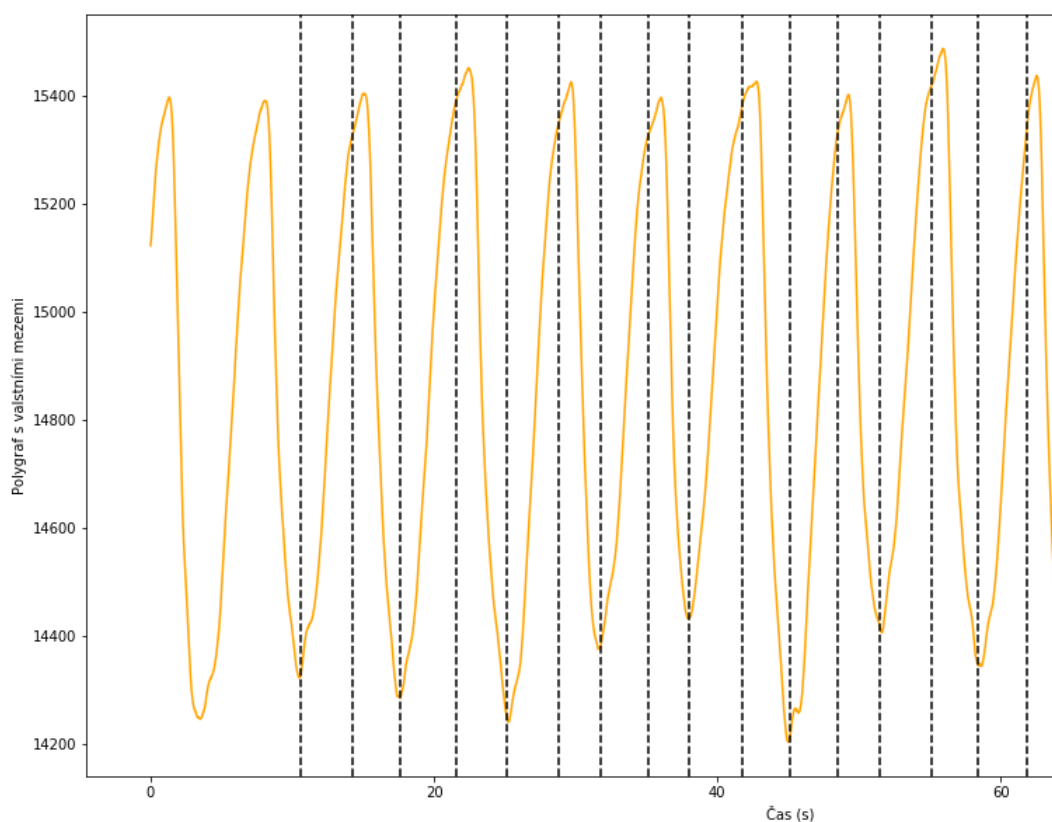
Zhodnocení korelací

Z měření je zřetelná podobnost signálů hrudního pásu a vlhkoměru. Ale jsou z něj viditelné i značné nedostatky obou metod. Když se na vlhkoměr vydechne rychle a moc velkým objemem vzduchu, tak má tendence ukazovat nepřesné hodnoty a hrudní pás při pohybu není schopný rozeznat pohyb od nádechu. Pro přesnější vyhodnocení dýchání v pohybu by bylo ideální srovnávat vlhkoměr se spirometrem.

Po těchto měřeních si myslím, že vlhkoměr je vhodným kandidátem pro měření dechové frekvence.

4.4.3 Identifikace maxim v signálu hrudního pásu

Důležitou kontrolou před vyhodnocováním je ověřit, jak moc dobře dokáže můj program nalézt peaky vlastního signálu hrudního pásu. Takto vypadá původní signál hrudního pásu a peaky z něho nalezené.



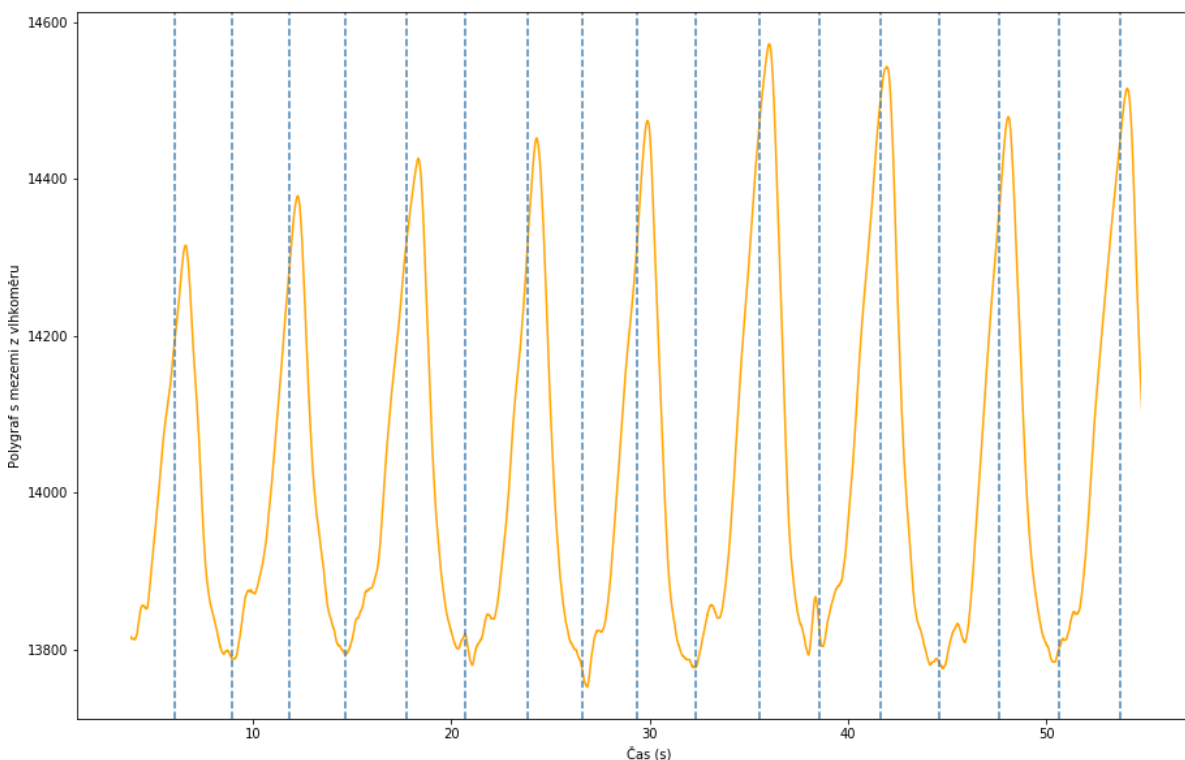
Obrázek 4.13: Hrudní pás s vlastními peaky, Oranžová - data z hrudního pásu, černá - vrycholy určené z hrudního pásu

Jak můžeme na obrázku 4.13 vidět, zlomy výdechů (dolní peaky) vypadají velmi přesné. Zlomy nádechů (horní peaky) jsou ovšem o kousek zpožděné. Tento problém vzniká tím, že výdechy jsou méně strmé a zároveň jejich konce (horní peaky) jsou méně ostré. To vede při zpracování dat k posunutí peaku. S těmito hodnotami poté srovnávám hodnoty zjištěné z vlhkoměru.

4.4.4 Testování mezí metody měření

Průměrná klidová dechová frekvence nabývá hodnot od 10 do 20 za minutu. Provedl jsem tedy dvě simulovaná měření, kde jsem nuceně pomocí časovače dýchal nejdříve deseti a poté 20 nádechů za minutu. Toto měření jsem prováděl pro ověření, jestli vlhkoměr a můj program fungují i na těchto krajních mezích.

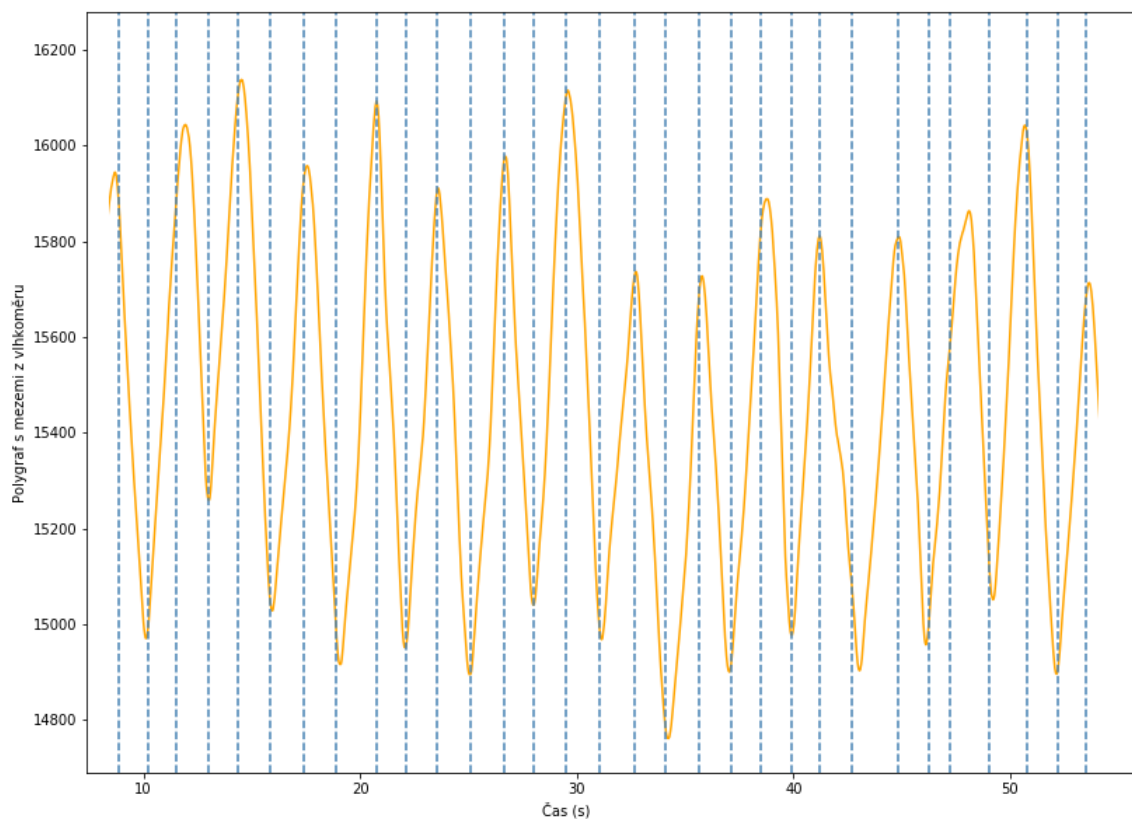
Měření pro dechovou frekvenci 10/min



Obrázek 4.14: Grafické výsledky měření při dechové frekvenci 10/min, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru

Na obrázku 4.14, kde oranžový je signál z hrudního pásu a modré jsou vyhodnocené peaky ze signálu vlhkoměru, můžeme vidět výsledek měření pro dechovou frekvenci 10/min. Korelace měření byla 0,91 a směrodatná odchylka vyhodnocení peaků byla 0,14. Jak z grafického, tak z výpočetního hlediska bych to považoval za úspěch.

Měření pro dechovou frekvenci 20/min



Obrázek 4.15: Grafické výsledky měření při dechové frekvenci 20/min, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru

Měření opět proběhlo úspěšně, graficky meze odpovídají, korelace byla 0,83 a směrodatná odchylka rozdílu vyhodnocení peaků byla 0,157.

4.5 Popis zdrojového kódu pro vyhodnocení dechové frekvence

Celý kód byl sepsán v Pythonu, za využití online editoru Jupyter Hub. Python i Jupyter Hub jsou nejčastěji využívané pro datovou analýzu, a proto jsem je zvolil i já. Celý kód se skládá z osmi hlavních částí. Abych byl schopný data vyhodnotit, musel jsem nejdříve měřené hodnoty standardizovat. Přišel jsem na dva způsoby, jeden pomocí Fourierovy transformace a druhý pomocí standardizovaného skóre, které blíže popíšu v jejich sekcích. [21]

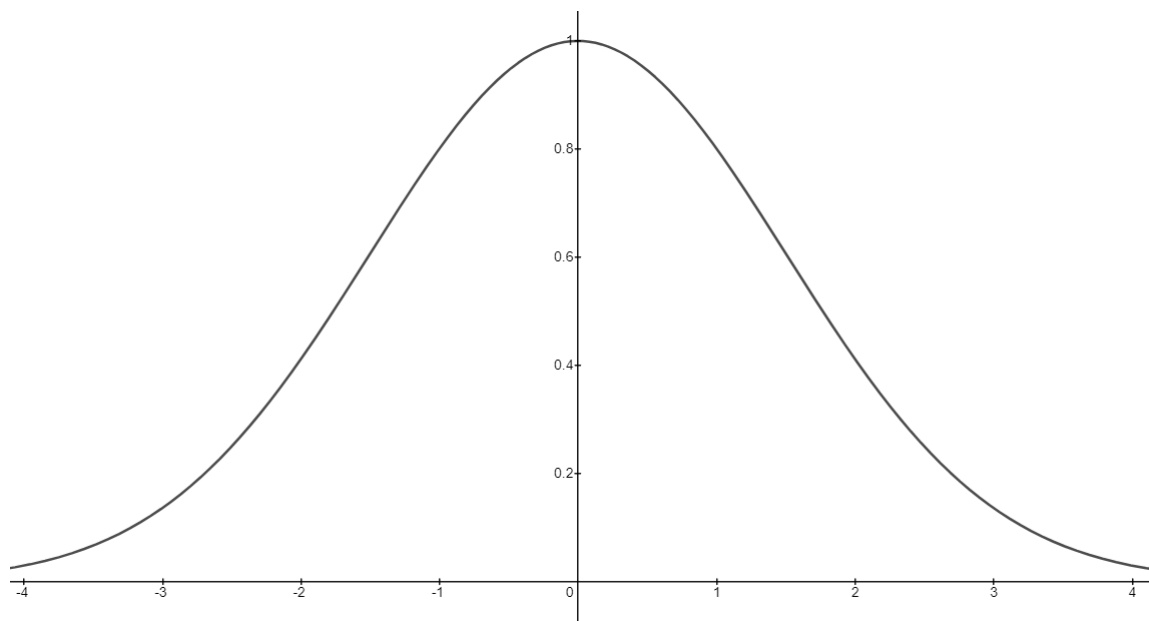
Rychlá Fourierova transformace (FFT)

Prvním způsobem řešení je rychlá Fourierova transformace. Je typicky jedním z prvních způsobů analýzy periodických signálů. Fourierovou transformací se přemění funkce, v mém případě hodnota signálu a čas, na funkci četnosti a frekvence. Popisuje tedy, jaké frekvence jsou v signálu dominantní.

Jelikož klidové dechové frekvence neklesají pod 8 nádechů za minutu a nepřekračují 20, můžu krajní hodnoty transformovaného signálu vynulovat a signál transformovat zpět. Tím získám opět původní signál, ale bez šumu a standardizovaný. Jak tento proces vypadá prakticky popisují dále.

Standardizované skóre (Zscore)

Druhým způsobem standardizování signálu je Zscore. Zscore úzce souvisí s Gaussovým rozdělením. Vezmeme určitou část signálu a zjistíme její střední hodnotu. Poté každé hodnotě signálu v této části přiřadíme určité skóre, podle její vzdálenosti od střední hodnoty (rozptylu). Když je skóre 0, znamená to, že je rovná střední hodnotě. Skóre od -1 do 1 znamená že se při normálním rozdělení nachází hodnota v oblasti výskytu s 68,27 %. Vyšší hodnoty pak znamenají větší vzdálenosti od střední hodnoty.



Obrázek 4.16: Gaussova křivka

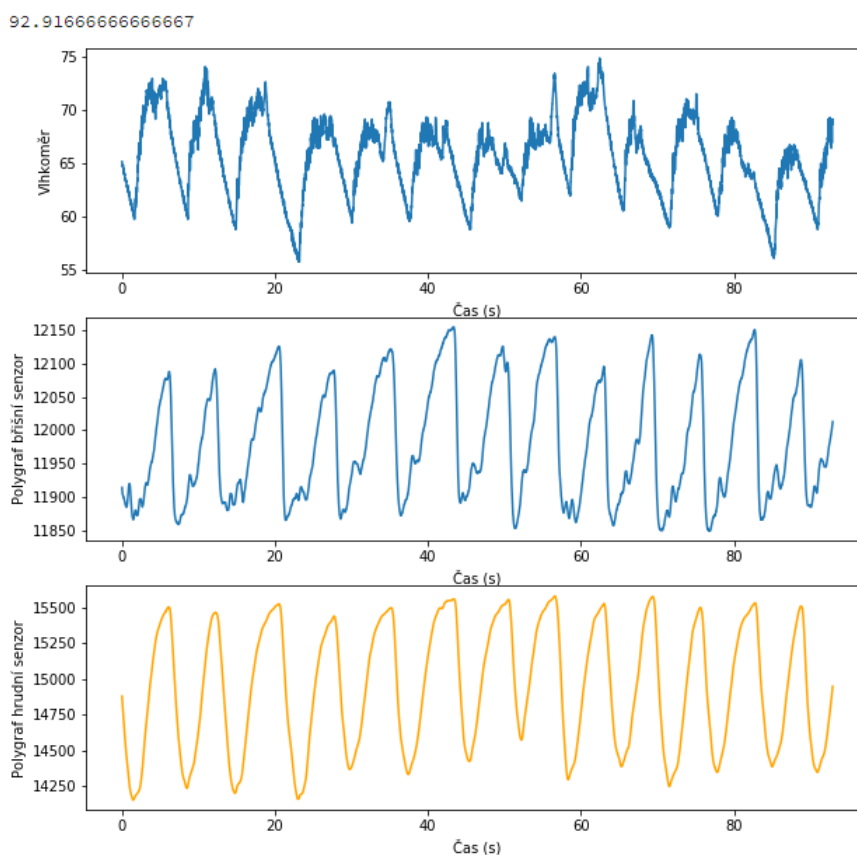
Z obrázku 4.16 vidíme na x-ové ose hodnoty, kterých bude dosahovat standardizovaný signál.

$$z = \frac{x - \mu}{\sigma}$$

Je rovnice, kterou jsem využíval pro standardizování hodnot. Z je výsledná hodnota, x je původní hodnota, μ je průměrná hodnota z původních hodnot a σ je směrodatná odchylka.

Vykreslení signálu do grafu

Úvodní část je společná pro oba způsoby vyhodnocení. Jedná se o velmi jednoduchou funkci, která vykreslí do grafů průběhy signálu a vypíše délku měření v sekundách. Jedná se tedy na prvotní pohled na signály a kontrolu, že je vše, jak má.



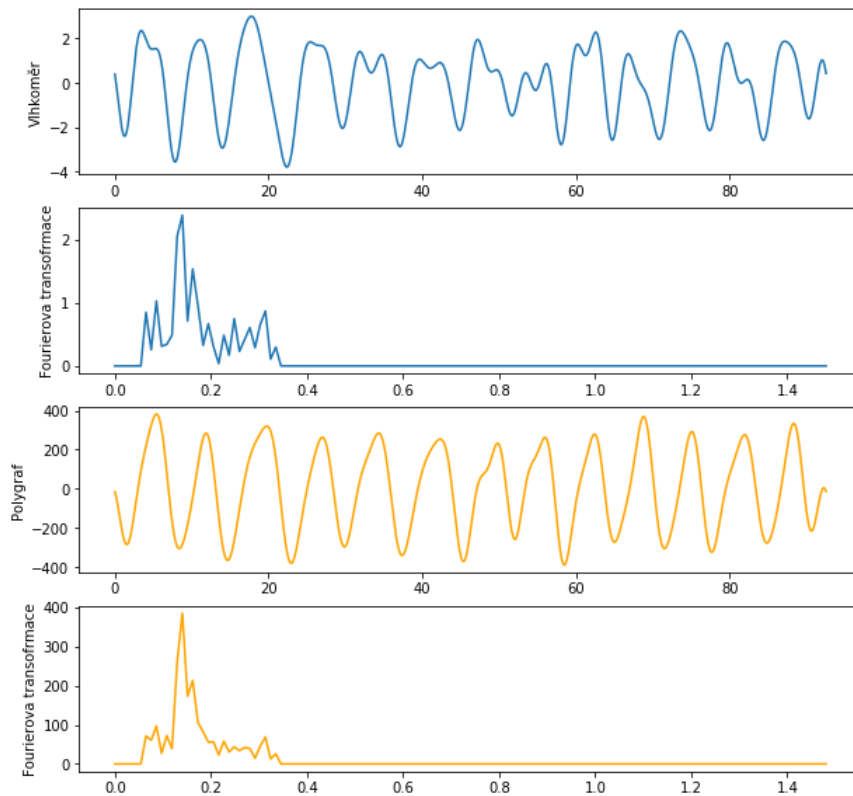
Obrázek 4.17: Výstupní data z měřících zařízení, horní - vlhkoměr, prostřední - břišní pás polygrafu, spodní - hrudní pás polygrafu

Pro měření byl využit i břišní senzor, ale bohužel není dostatečně konzistentní pro využití k vyhodnocení dechové frekvence. Byl tedy měřen čistě orientačně.

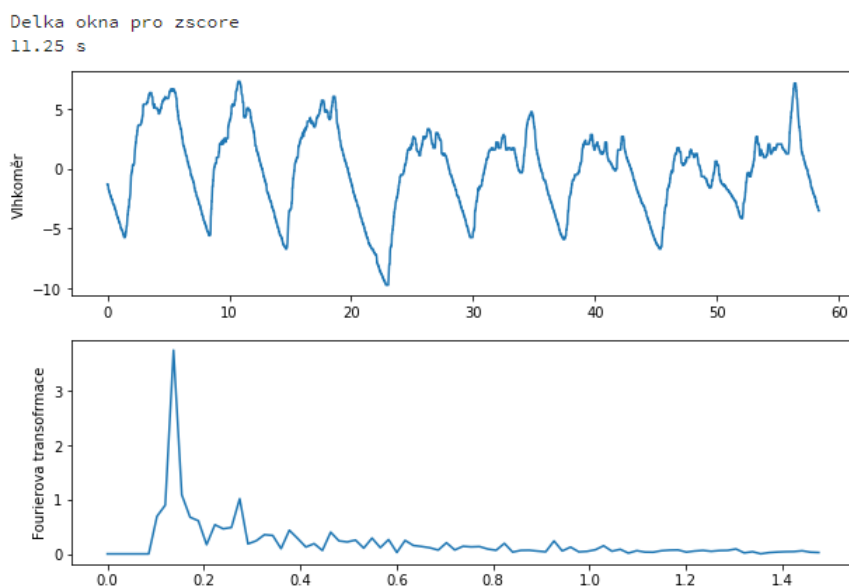
Fourierova transformace

Druhá část je podobná pro oba způsoby. Při vyhodnocování pomocí FFT se jedná už přímo o transformaci a standardizaci signálu. U Zscore se jedná o získání délky intervalu, ze které se zjistí střední hodnota. Délka intervalu je určena dominantní frekvencí z FFT,

přenasobená 1,5x. Interval ve kterém hledám střední hodnotu je tedy přibližně jeden a půl periody dechového cyklu. Tento interval se postupně posouvá daty a určuje střední hodnoty, kolem kterých bude ostatní hodnoty standardizovat.



Obrázek 4.18: Rychlá Fourierova transformace, modré jsou data z vlhkoměru, oranžové jsou data z polygrafu



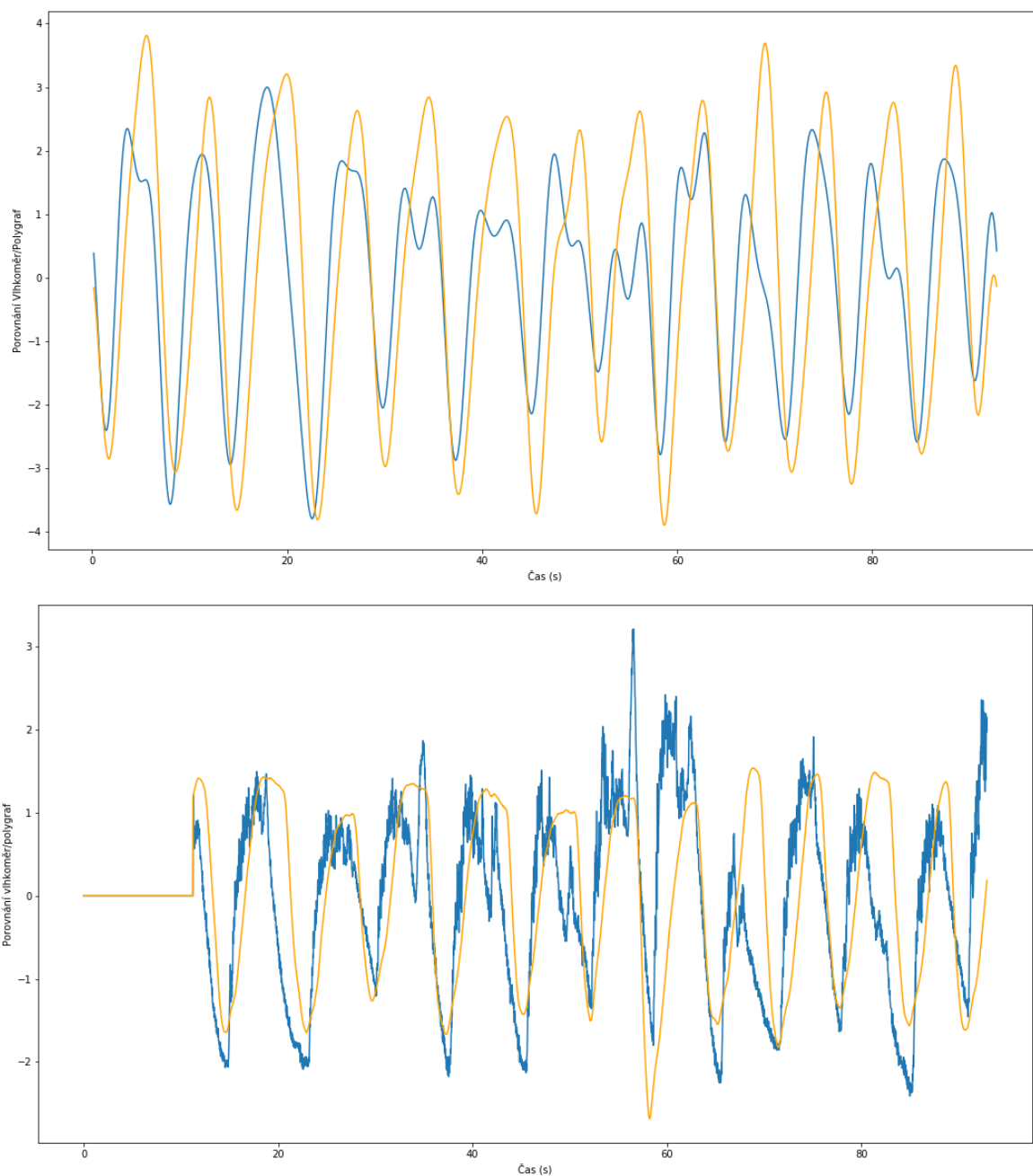
Obrázek 4.19: Délka intervalu pro Zscore, dominantní frekvence získaná z dat z vlhkoměru

Na obrázku 4.18 vidíme signály hrudního pásu a vlhkoměru, které už byly standardizovány a jejich vzhled po transformaci.

Na obrázku 4.19 můžeme vidět to samé, jen pro vlhkoměr a délku intervalu v sekundách.

Porovnání standardizovaných signálů

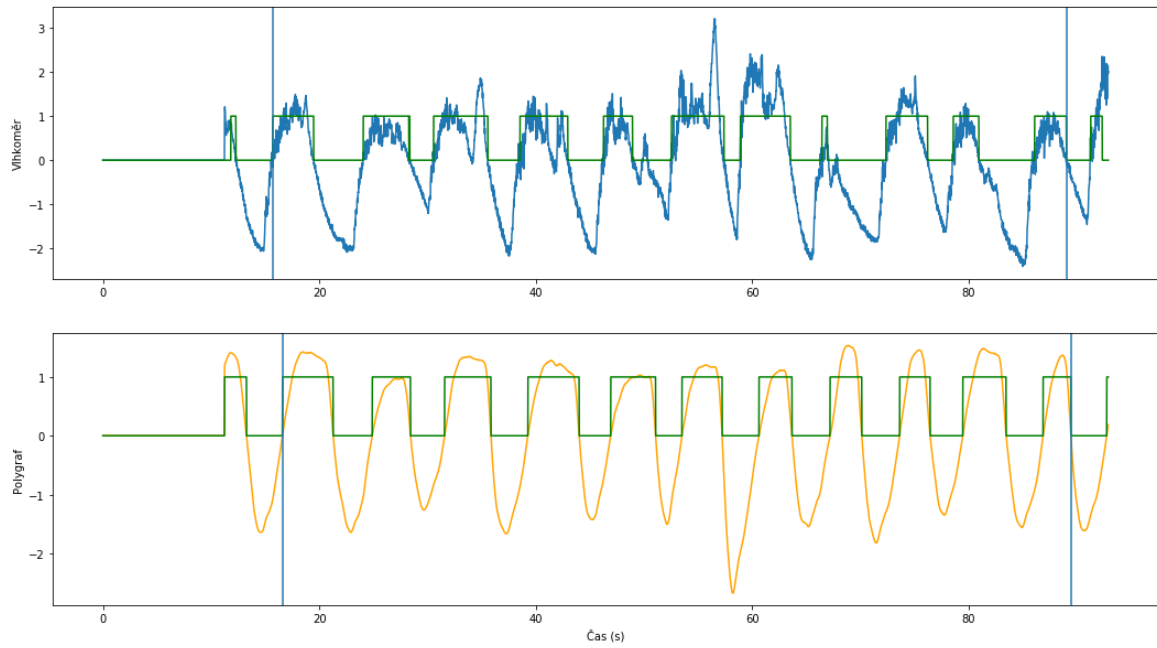
Z další části kódu je opět pouze grafický výstup. Porovnává už standardizované hodnoty signálu vlhkoměru (modrá) a hrudního pásu (oranžová).



Obrázek 4.20: Porovnání standardizovaných signálů, horní obrázek jsou data standardizované pomocí FFT, spodní jsou data standardizované pomocí Z-score

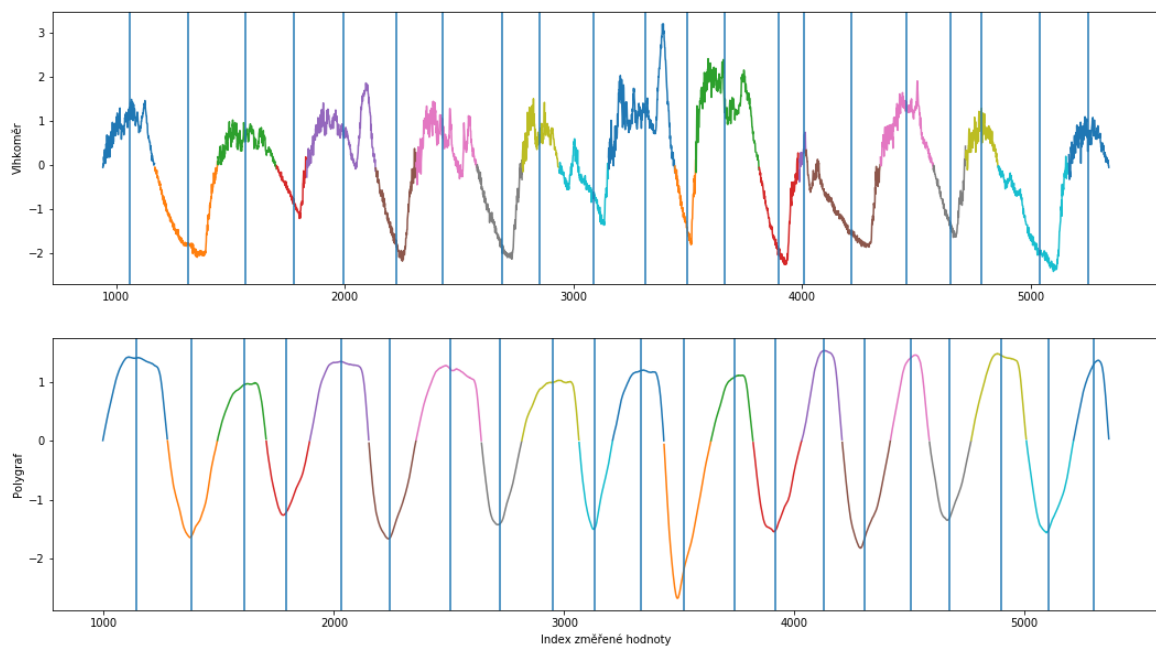
Označení vrcholů signálů

Tato, a i další části jsou už společné pro obě metody vyhodnocování. V této části jsem manuálně ohraničil signál tak, aby začínal výdechem a končil nádechem. Programem jsem označil vrcholy, ve kterých jsem pak hledal peaky.



Obrázek 4.21: Označení vrcholů signálů, horní obrázek jsou data z vlhkoměru, dolní jsou data z polygrafu

Nalezení extrémů v signálech



Obrázek 4.22: Označení peaků signálů, horní obrázek jsou data z vlhkoměru, dolní jsou data z polygrafu

Když už jsem měl z minulé části rozdělené samostané vrcholy, najít jejich peaky už bylo snadné. Původně jsem zvolil, že peak se má označit v maximu intervalu. Na obrázku 4.23 je viditelné, že bych v některých případech došel k přesnějšimu výsledku, ale častěji bych získal nevyovídající hodnotu.

Stejně jako pro hledání maxima v intervalu, je v Pythonu funkce na hledání těžiště. Touto metodou se vyhnu problému, když je vrchol rovný a je těžké určit přesný zlom (peak). Zvolil jsem tedy tuto metodu, která dokáže zvládnout i signál s větším šumem za cenu přesnosti. Takto byly nalezené peaky pro oba signály.

Výsledková tabulka

Aby výsledky měření nebyly pouze grafické, provedl jsem několik výpočtů pro porovnání vyhodnocení peaků hrudního pásu a vlhkoměru.

```

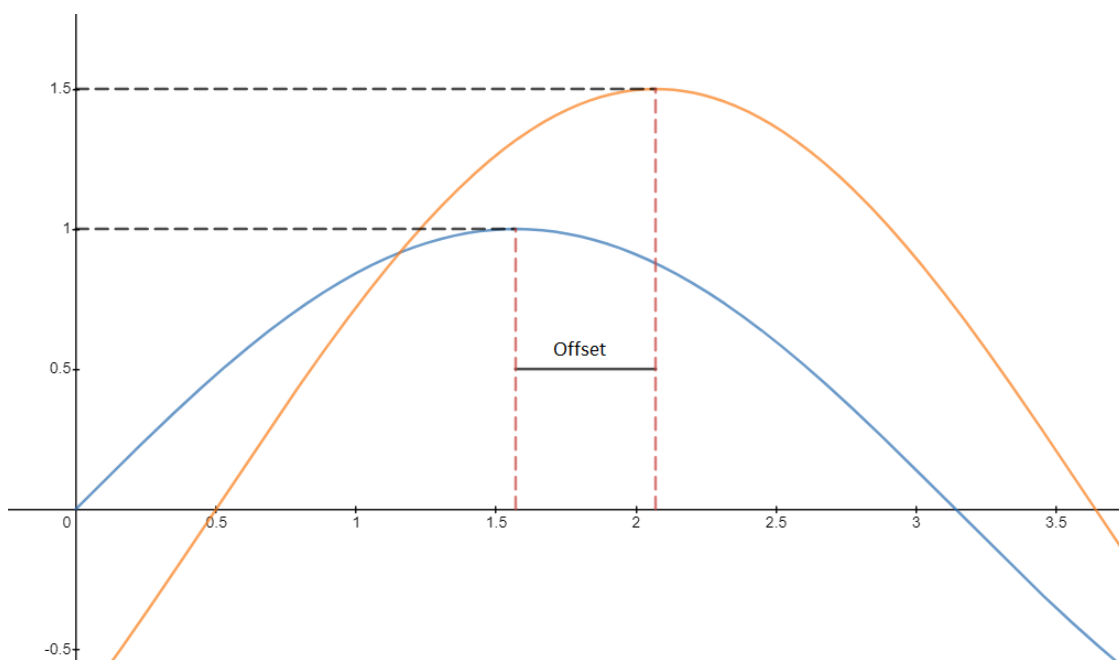
Celkový aritmetický průměr offsetu
-0.9258638483792357
Směrodatná odchylka
0.5347437369851806
Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu
-0.6553948347829555
Směrodatná odchylka
0.4078508311560157
Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu
-1.1717447698303995
Směrodatná odchylka
0.5174218051040098
Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru
3.786879070834825 s
Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru
3.1997511832856818 s
Korelace měření
0.6954198356520709

```

Obrázek 4.23: Výsledková tabulka

Celkový aritmetický průměr offsetu popisuje, o kolik sekund jsou posunuté peaky nalezené vlhkoměrem oproti hrudnímu pásu. Tato hodnota je pouze pro určení posuvu mezi signály. Vlhkoměr měl vždy nejvyšší korelaci, když se signál o kus posunul zpět. Jelikož mi ovšem jde o vzdálenosti peaků a ne o jejich polohu v čase, je tato hodnota využita jen jako konstanta, kterou jsem odečetl od každého peaku, aby grafický výsledek vypadal přesněji.

Směrodatná odchylka popisuje průměrně, jakou měly odchylku peaky nalezené vlhkoměrem a hrudním pásem v sekundách. Toto je hlavní hodnota vyovídající o přesnosti. U směrodatné odchylky, narozdíl od aritmetického průměru, nejde o vzájemnou vzdálenost peaků, ale o konzistenci této vzdálenosti. Abych se vyhnul systematické chybě, tak místo měření vzájemné vzdálenosti peaků jsem pro každý peak vyhodnocoval od začátku času.



Obrázek 4.24: Offset vrcholů

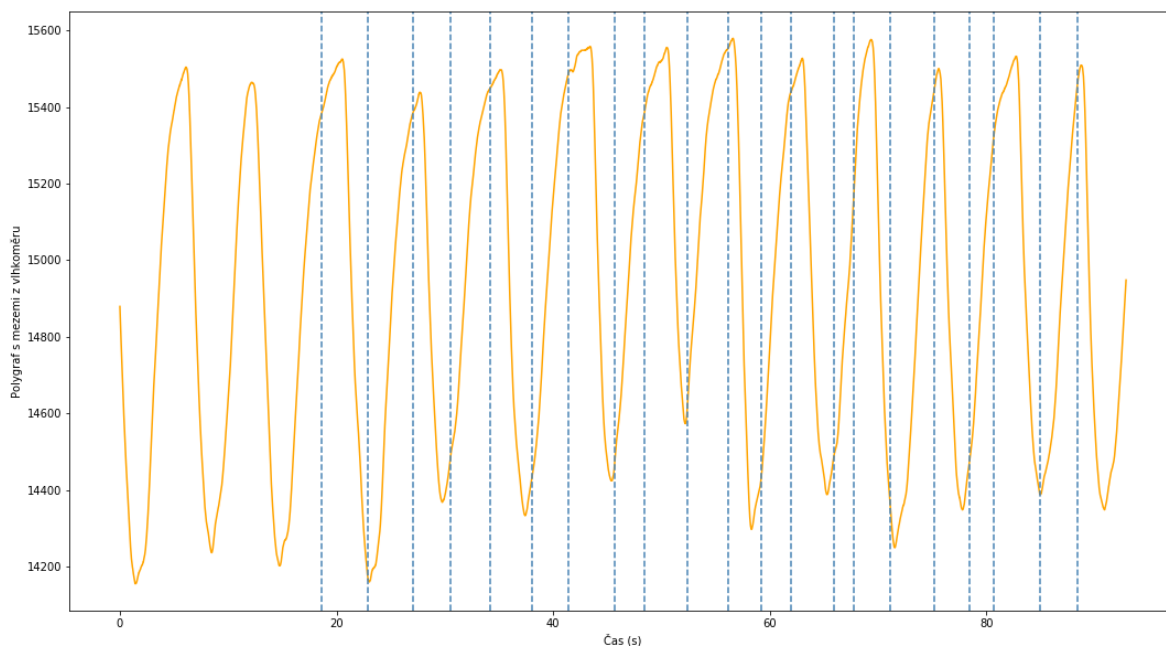
Na obrázku 4.25 jsem schématicky znázornil, jak program počítá offset peaků. Z této hodnoty se pak počítá i směrodatná odchylka.

Aritmetický průměr offsetu i směrodatnou odchylku pak počítám ještě zvlášť pro zlomy výdechu (horní peaky) a zlomy nádechu (dolní peaky).

V poslední části už počítám průměrné délky nádechů a výdechů, což je konečný výstup měření a korelační koeficient.

Výsledný graf

Výsledný graf je jednoduchá funkce, která vykresluje do grafu původní signál hrudního pásu z polygrafu (oranžově) a její peaky označené z měření vlhkoměrem (modře). Jedná se tedy o grafické porovnání výsledků.



Obrázek 4.25: Výsledný graf (Oranžová - signál hrudního pásu, modrá - peaky vyhodnocené vlhkoměrem)

4.6 Výsledky

Provedl jsem celkově devět měření. Tři osoby a každá podstoupila tři měření. Všechna měření proběhla v laboratoři 109. Měření proběhla v klidu, v sedě a nebylo povolené dívání se na průběh měření, aby to nemělo na měřenou osobu vliv. Mohla by podle výstupu na obrazovce vědomě řídit dýchání a znehodnotit měření. [22]

Měřené osoby

- **Karel** - Věk: 22 let, Pohlaví: muž, Výška: 187 cm, Váha: 100 kg, Označení: ZO1
- **Sabina** - Věk: 21 let, Pohlaví: žena, Výška: 169 cm, Váha: 68 kg, Označení: ZO2
- **Vítek** - Věk: 22 let, Pohlaví: muž, Výška: 187 cm, Váha: 80 kg, Označení: ZO3

4.6.1 Výsledky měření ZO1

První měření

Zscore

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.7707386547673616

Směrodatná odchylka

0.3120355376688263

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.5649276579689528

Směrodatná odchylka

0.2519109723998789

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.9593987351659027

Směrodatná odchylka

0.2324364081194762

Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

3.4050999074447446 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

2.9918990799316316 s

Korelace měření

0.8738097684854322

FFT

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.7575576084958299

Směrodatná odchylka

0.2746211208616589

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.5494208532082269

Směrodatná odchylka

0.14509035518531663

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.9496838441459249

Směrodatná odchylka

0.22067922843652618

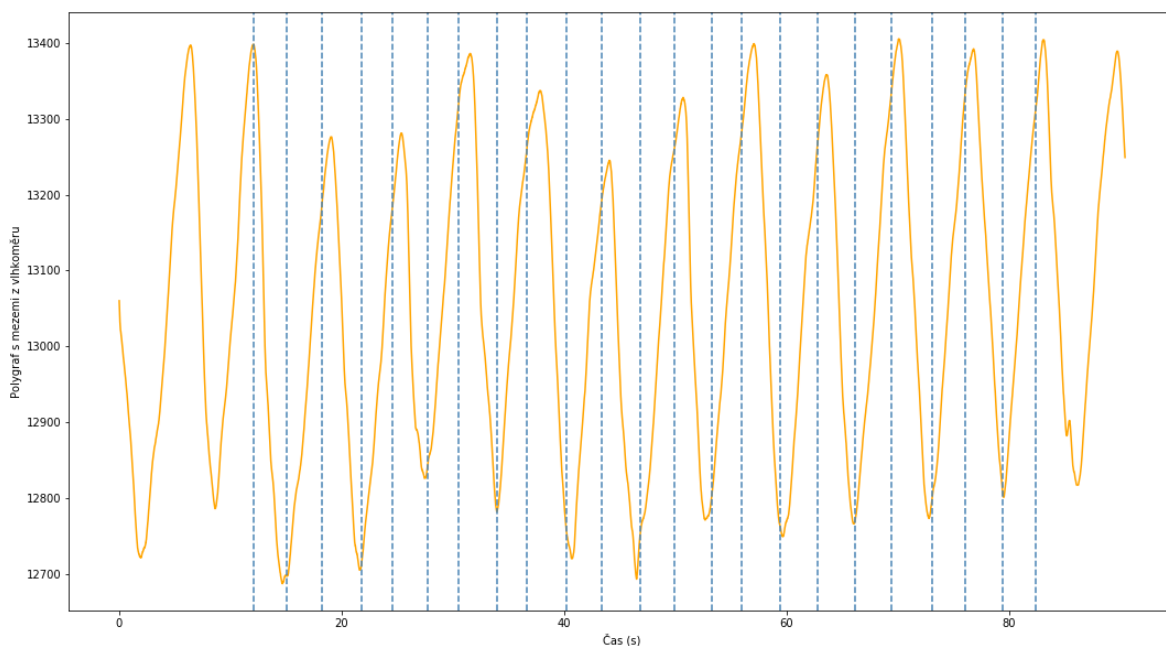
Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

3.3819939569160997 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

3.012199277618137 s

Obrázek 4.26: Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)



Obrázek 4.27: Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru

Druhé měření

Zscore

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.6662851895518461

Směrodatná odchylka

0.32994232303758275

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.4312783297377608

Směrodatná odchylka

0.17339491972343987

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.877791363384523

Směrodatná odchylka

0.292127023278185

Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

3.8087476724904934 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

3.5537315888066856 s

Korelace měření

0.9092804964646461

FFT

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.6766355441249606

Směrodatná odchylka

0.30100978065819245

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.4511509033870517

Směrodatná odchylka

0.16839632446499117

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.8816215811594234

Směrodatná odchylka

0.24281046983931856

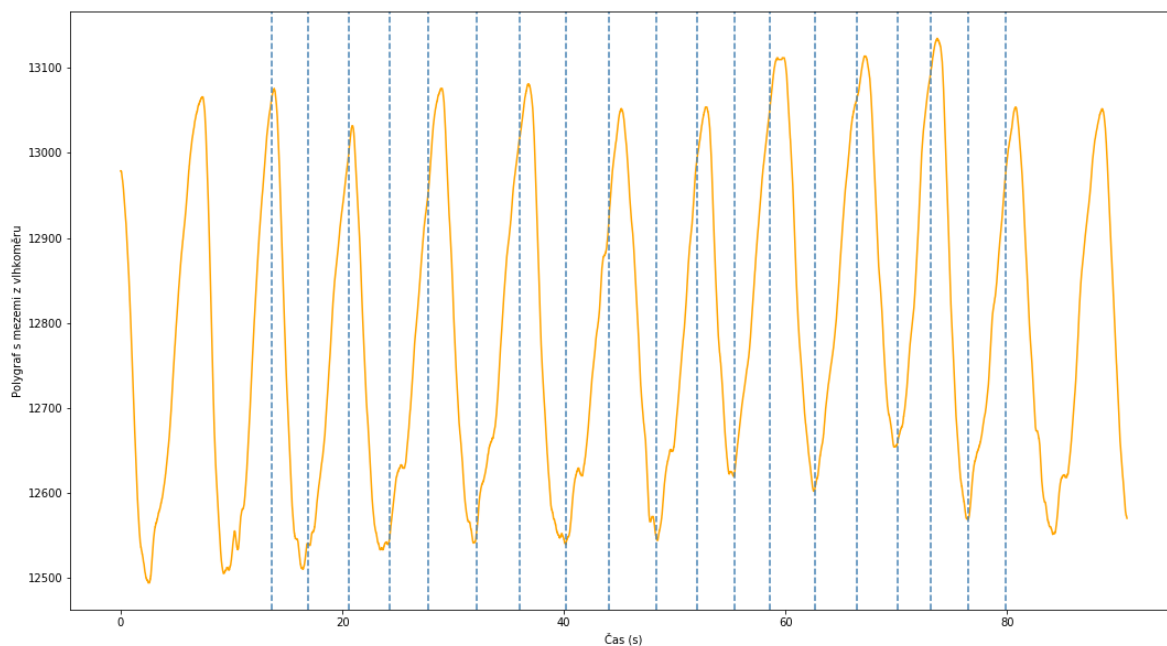
Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

3.8131023152514087 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

3.5779164573399824 s

Obrázek 4.28: Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)



Obrázek 4.29: Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru

Třetí měření

Zscore

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.6861088365253041

Směrodatná odchylka

0.26129358925544455

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.47511237277986823

Směrodatná odchylka

0.1410801505894091

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.8760056538961966

Směrodatná odchylka

0.18889054873848016

Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

3.6991385349031884 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

3.2145358103666997 s

Korelace měření

0.9110336313740515

FFT

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.6558378661610341

Směrodatná odchylka

0.25225002157142234

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.4511846176928503

Směrodatná odchylka

0.12793976041165125

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.8434366772568693

Směrodatná odchylka

0.182666600276451

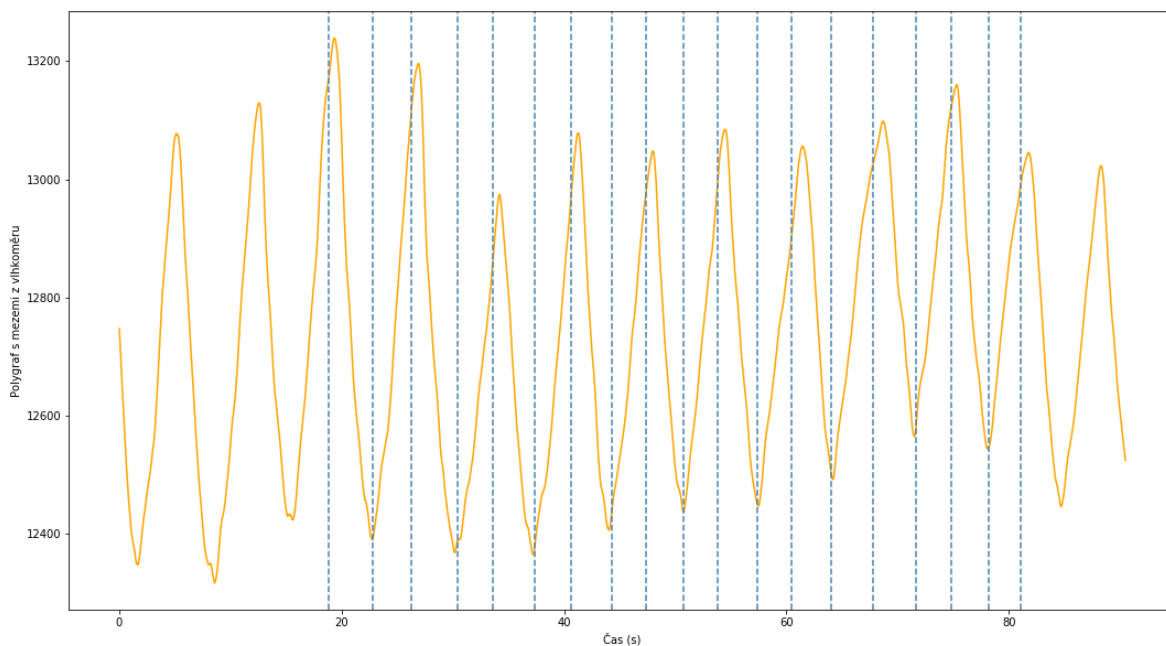
Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

3.661663261548783 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

3.269084630141256 s

Obrázek 4.30: Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)



Obrázek 4.31: Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru

4.6.2 Výsledky měření ZO2

První měření

Zscore

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.49564186060025334

Směrodatná odchylka

0.35534297133458576

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.2696009001332503

Směrodatná odchylka

0.24845855315779247

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.7028460743616728

Směrodatná odchylka

0.30928513544078123

Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

2.611639117716184 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

2.022795342078022 s

Korelace měření

0.6712929981232255

FFT

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.5250044118670175

Směrodatná odchylka

0.2724542637779336

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.5073154716492201

Směrodatná odchylka

0.24697321603789302

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.542693352084815

Směrodatná odchylka

0.29468811487637947

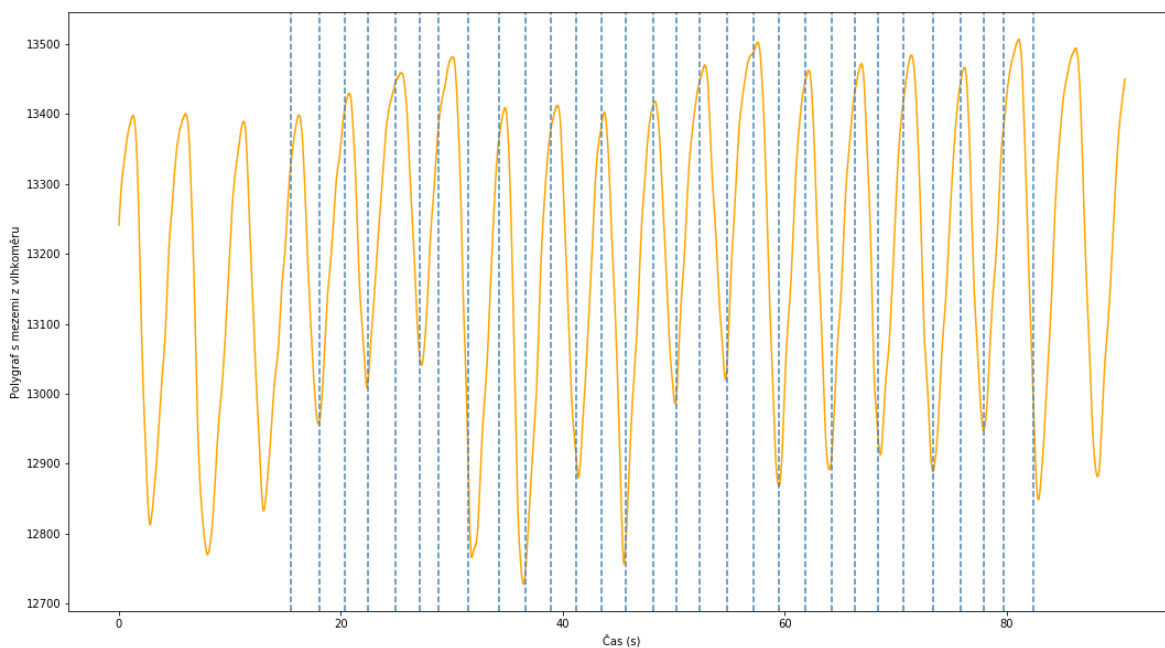
Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

2.356274541770581 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

2.25825681371578 s

Obrázek 4.32: Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)



Obrázek 4.33: Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru

Druhé měření

Zscore

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.6446874480355459

Směrodatná odchylka

0.21995339480227347

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.49710777433036846

Směrodatná odchylka

0.10822081160050837

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.7830433921341498

Směrodatná odchylka

0.20783315631801594

Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

2.463189661236188 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

2.2434537102212837 s

Korelace měření

0.8426251619828302

FFT

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.6184202339691326

Směrodatná odchylka

0.1283323091428919

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.6211846342625458

Směrodatná odchylka

0.09142545665138055

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.615809411469798

Směrodatná odchylka

0.15529046391533077

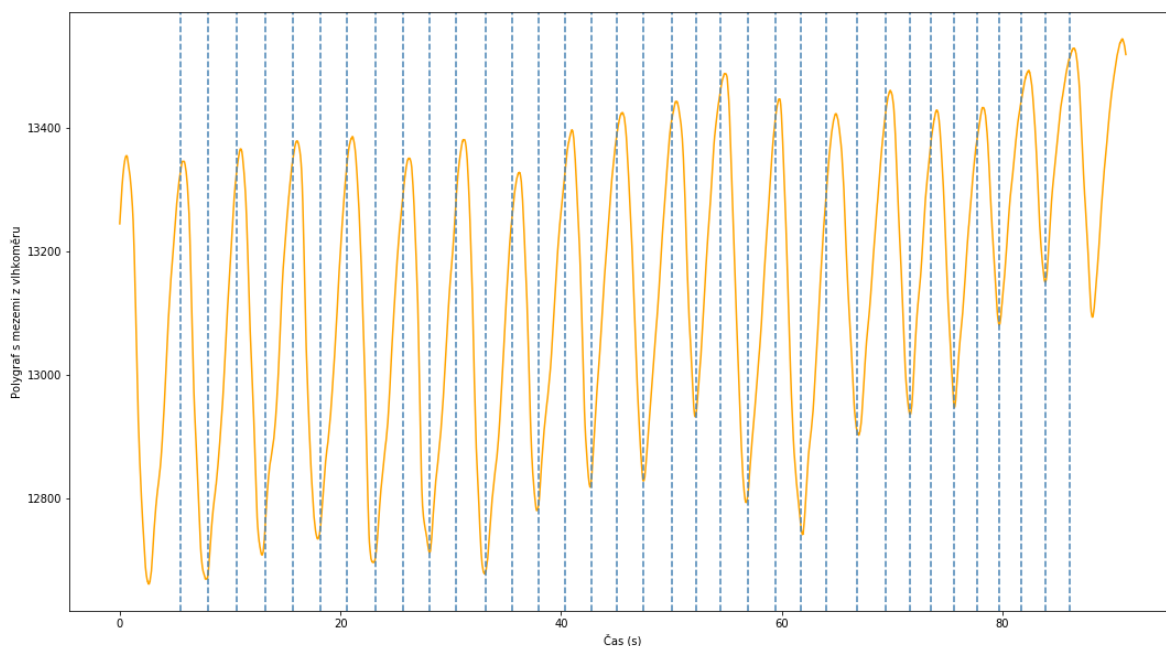
Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

2.380634167933225 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

2.3614547017651697 s

Obrázek 4.34: Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)



Obrázek 4.35: Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru

Třetí měření

Zscore

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.7258492383413382

Směrodatná odchylka

0.25392707826933775

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.5516269803811343

Směrodatná odchylka

0.2004399631625811

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.8866697841507574

Směrodatná odchylka

0.1817430382829057

Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

2.6086981617923093 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

2.2761317519147113 s

Korelace měření

0.6794280128762936

FFT

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.7484945344583949

Směrodatná odchylka

0.29993545391505566

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.7360334485072807

Směrodatná odchylka

0.22044272215209942

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.7602633378566694

Směrodatná odchylka

0.3588095255929226

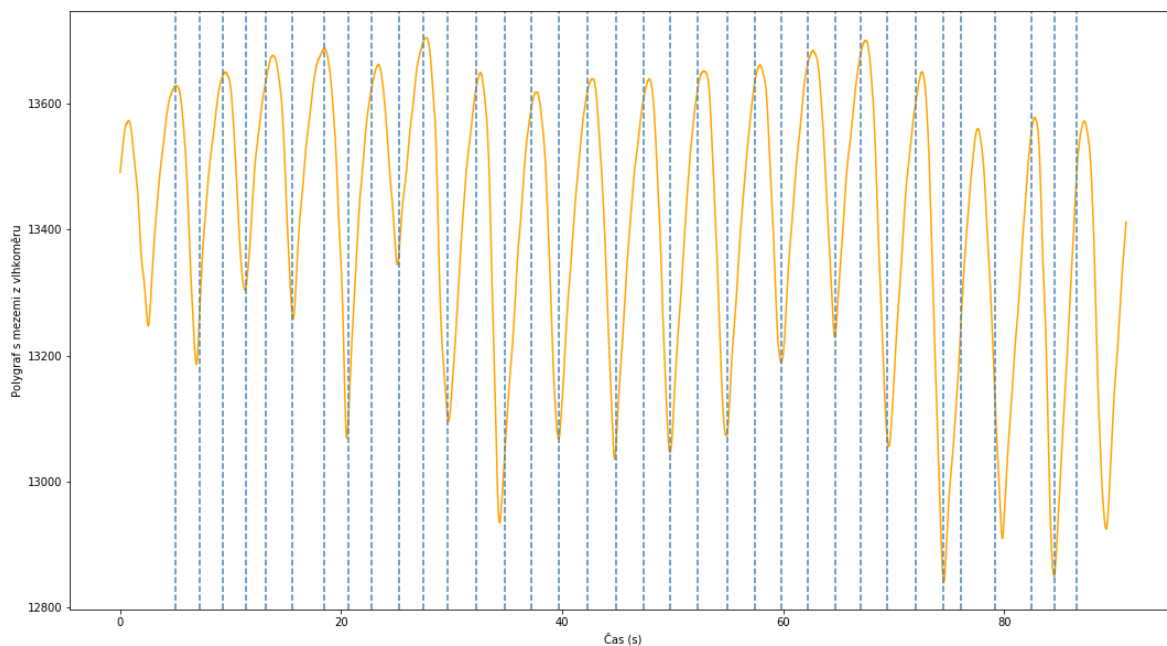
Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

2.429875560731708 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

2.3681482853078566 s

Obrázek 4.36: Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)



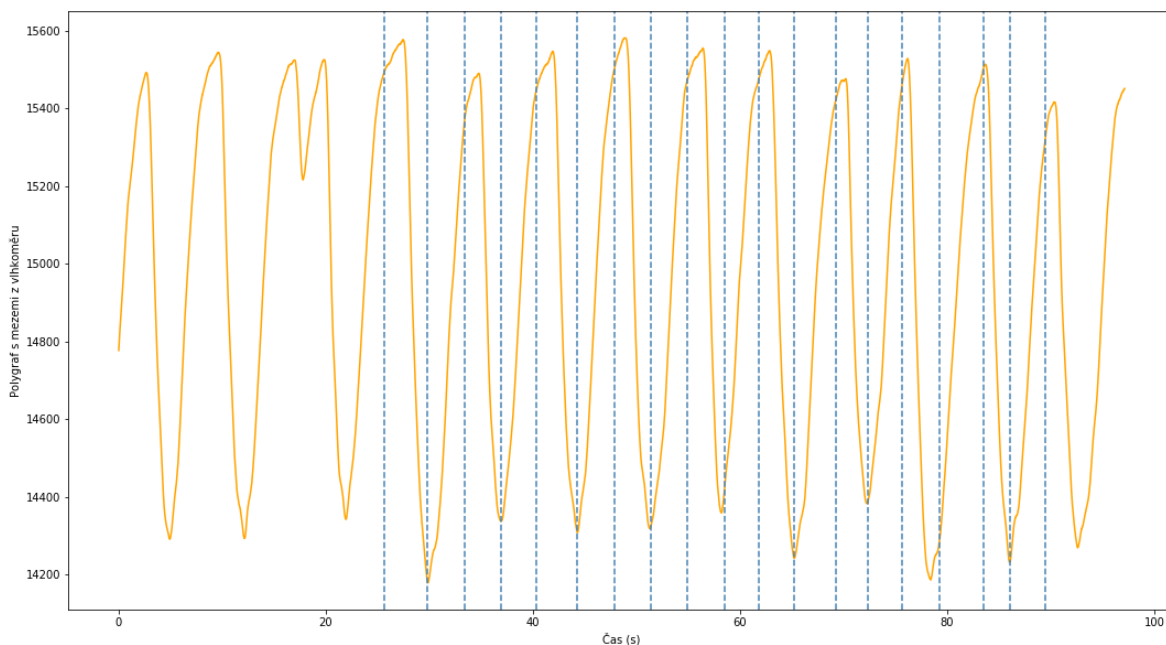
Obrázek 4.37: Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru

4.6.3 Výsledky měření ZO3

První měření

Zscore	FFT
Celkový aritmetický průměr offsetu	Celkový aritmetický průměr offsetu
-0.6759310491377364	-0.6505965696093123
Směrodatná odchylka	Směrodatná odchylka
0.33806413659688855	0.3231155899395853
Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu	Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu
-0.5206068848415346	-0.5511645976624066
Směrodatná odchylka	Směrodatná odchylka
0.24074336403931992	0.23202262827414163
Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu	Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu
-0.8157227970043179	-0.7400853443615274
Směrodatná odchylka	Směrodatná odchylka
0.3517521642863791	0.36470490029929314
Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru	Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru
3.516049180923545 s	3.477541089146031 s
Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru	Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru
3.5627618529716623 s	3.620869374875301 s
Korelace měření	
0.8772446297413313	

Obrázek 4.38: Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)

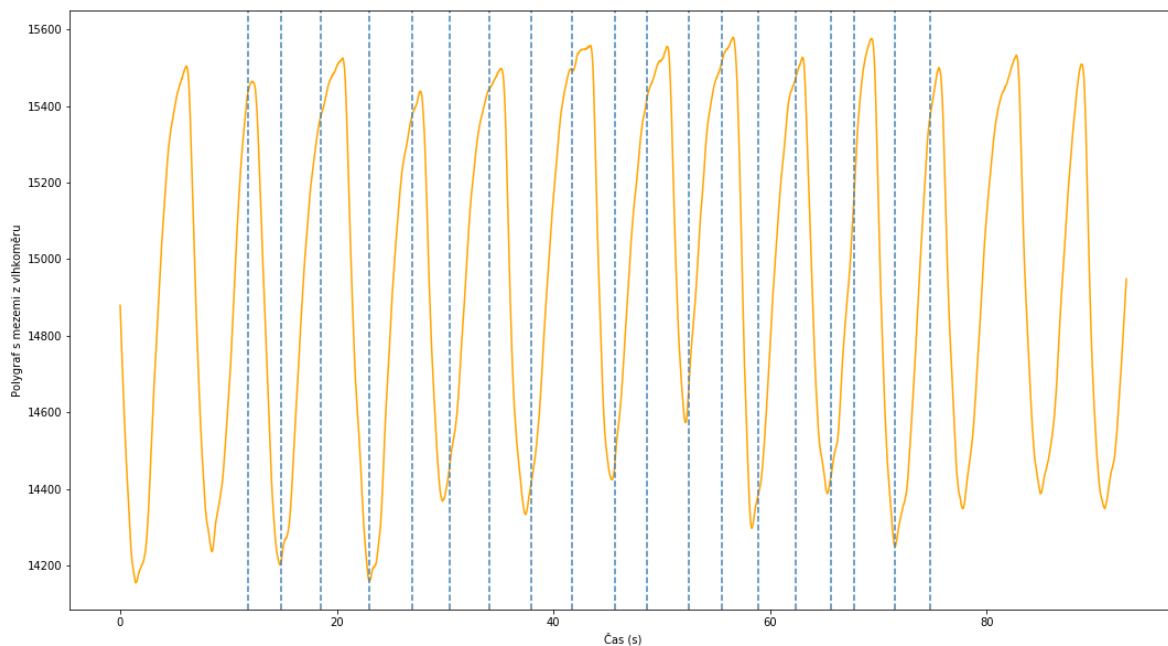


Obrázek 4.39: Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru

Druhé měření

Zscore	FFT
Celkový aritmetický průměr offsetu	Celkový aritmetický průměr offsetu
-0.9258638483792357	-0.8357174313127027
Směrodatná odchylka	Směrodatná odchylka
0.5347437369851806	0.3904884225340435
Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu	Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu
-0.6553948347829555	-0.6129840532972319
Směrodatná odchylka	Směrodatná odchylka
0.4078508311560157	0.23612859353194757
Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu	Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu
-1.1717447698303995	-1.0361774715266265
Směrodatná odchylka	Směrodatná odchylka
0.5174218051040098	0.3933190618332251
Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru	Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru
3.786879070834825 s	3.651894709359488 s
Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru	Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru
3.1997511832856818 s	3.347621275111883 s
Korelace měření	
0.6954198356520709	

Obrázek 4.40: Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)



Obrázek 4.41: Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru

Třetí měření

Zscore

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.5416681994345578

Směrodatná odchylka

0.4046465232770737

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.38099967029157256

Směrodatná odchylka

0.22389295098324835

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.6877304986554535

Směrodatná odchylka

0.4714016372329029

Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

3.4275500592639205 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

3.2268152908595944 s

Korelace měření

0.801530741081112

FFT

Celkový aritmetický průměr offsetu

-0.5132659208822684

Směrodatná odchylka

0.35322716782586083

Aritmetický průměr offsetu zlomu nádechu

-0.6328829999429373

Směrodatná odchylka

0.4528808029978546

Aritmetický průměr offsetu zlomu výdechu

-0.3936488418215997

Směrodatná odchylka

0.1257829529410225

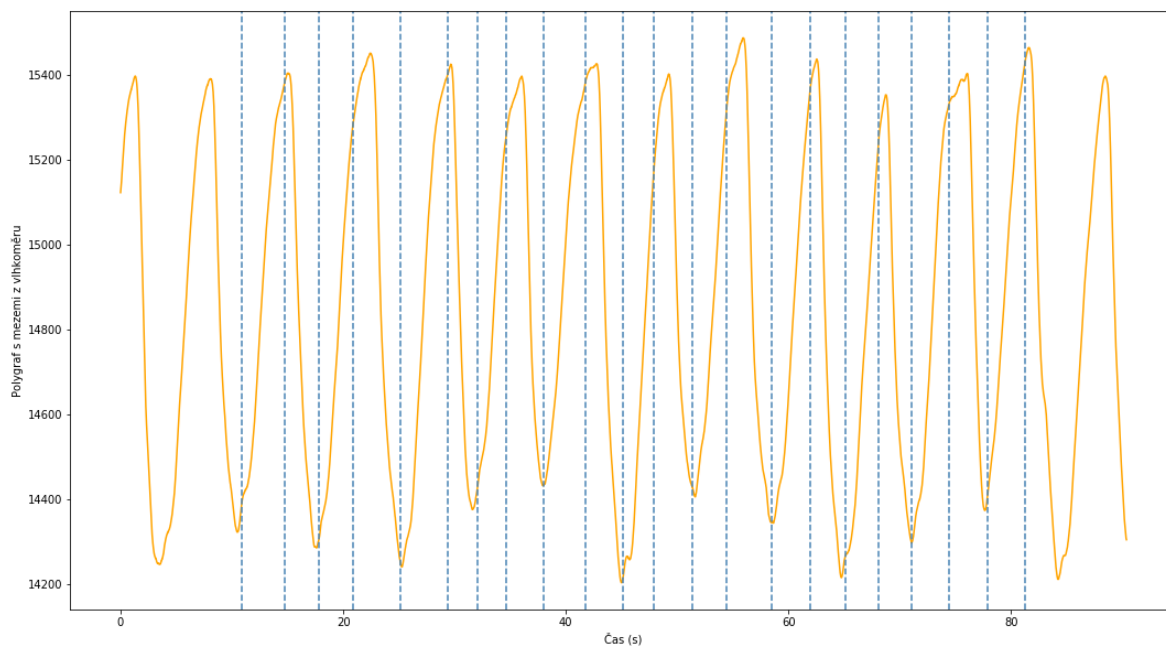
Průměrná délka nádechu dle vlhkoměru

3.32511833982726 s

Průměrná délka výdechu dle vlhkoměru

3.3715107206442747 s

Obrázek 4.42: Výsledky měření (Zscore vlevo, FFT vpravo)



Obrázek 4.43: Grafický výsledek měření, Oranžová - data hrudního pásu, modrá - identifikované peaky (maxima a minima) z dat vlhkoměru

4.7 Diskuse výsledků

Ve výsledcích můžeme vidět vysoký korelační koeficient všech měření. U pomalejšího dýchání u ZO1 a ZO2 můžeme vidět nejvyšší korelační koeficient až 0,91 a nejnižší 0,7. U rychlejšího dýchání ZO2 je korelační koeficient znatelně nižší. Nejnižší byl 0,67 a nejvyšší byl 0,84. Průměrný korelační koeficient pro ZO1 je 0,89, pro ZO2 je 0,73 a pro ZO3 je 0,79.

Směrodatná odchylka offsetu (posunu maxima signálu změřeného vlhkoměrem oproti signálu z hrudního pásu) je u většiny měření do 0,3 s. Nejnižší směrodatná odchylka, a tedy nejpresnější měření bylo druhé měření ZO2 se směrodatnou odchylkou pouze 0,12 s. Program dokázal nalézt začátky výdechů (dolní peaky) přesněji než začátky nádechu (horní peaky). Posun signálů je průměrně 0,6 s. Na výsledky mohlo mít vliv umístění vlhkoměru a nevědomé pohyby měřené osoby. U ZO3 je vidět u druhého měření menší korelace, která mohla být způsobena právě jedním z těchto faktorů.

Hodnoty jsou velmi podobné pro obě metody vyhodnocení, FFT zpravidla je o trochu lepší. FFT je bohužel výpočetněji náročnější a tedy méně vhodný pro měření v reálném čase.

Z grafických výsledků je vidět že začátky výdechů (dolní peaky) jsou obecně určeny mnohem přesněji než jejich konce (horní peaky). Z grafů je viditelné, že horní peaky vyhodnocené z dat vlhkoměru se často blíží více ke konci lineární části signálu polygrafu než vrcholu. To může být způsobené změnou objemu průtoku vzduchu z plic při konci výdechu. Vlhkoměr už menší objem vlhkého vzduchu tolik neovlivní a konec výdechu označený z dat vlhkoměru je tedy kousek posunut před skutečný vrchol signálu.

Přehled výsledků všech měření, standardizované pomocí Z-score				
	Střední hodnota - μ	Směrodatná od. - σ	Max	Min
Offset zlomů nádechů [s]	0,5	0,109	0,65	0,27
Offset zlomů výdechů [s]	0,88	0,123	1,12	0,69
Offset zlomů celkově [s]	0,68	0,122	0,92	0,49
Korelační koeficient signálů vlhkoměru a hrudního pásu	0,84	0,097	0,91	0,67

Tabulka 4.1: Přehled výsledků

Kapitola 5

Závěr

Cílem této práce bylo využití snímače relativní vlhkosti pro estimaci dechového vzorce a dále tuto metodu validizovat použitím již běžně používané metody. Teoretická část se věnuje fyziologii dýchání a využití dechového vzorce jako indikátoru psychofyzického stavu. Dále jsou referovány ostatní používané metody pro měření dechového vzorce.

Již od prvního měření, vypadala data snímače relativní vlhkosti velmi slibně. Díky použitelné vysoké frekvenci snímání velmi přesně a rychle reagoval na změnu vlhkosti na začátku i konci výdechu. Navrhl jsem dva způsoby jak tato data standardizovat za účelem jejich validizace. Metodu rychlé Fourierovy transformace, která je přesnější a metodu Z-score, která je sice trochu méně přesná, ale je výpočetně mnohem méně náročná, a tedy výhodnější pro měření v reálném čase.

Pro validizaci jsem využil snímání pomocí hrudního pásu, metodu běžně využívanou pro měření dechového vzorce. Tato metoda je nejpřesnější když se měřené osoby nepohybují, a proto jsem metody porovnával na osobách sedících v klidu.

Pro validizaci metody byla využita korelace zmíněných dvou signálů - z snímače vlhkosti a z hrudního pásu. Dále střední hodnota a směrodatná odchylka offsetu maxim (nádech) a zhodnocení graficky znázorněných průběhů měřených hodnot. Korelační koeficient popisuje podobnost signálů hrudního pásu a vlhkoměru. Průměrná hodnota korelačního koeficientu všech měření je 0,8, ukazující na silnou korelaci. Směrodatná odchylka popisuje rozptyl offsetů a popisuje jak konzistentní jsou nalezené peaky z vlhkoměru s peaky z hrudního pásu. Tyto peaky byly určeny v těžišti jednoduchých vrcholů obou signálů. Průměrná směrodatná odchylka pro metodu Z-score je 0,32 s a pro metodu FFT je 0,285 s. Z grafického výstupu můžeme vidět že metoda nemá problém s vyhodnocením začátku výdechu, ale nepřesnosti vznikají u konce výdechu.

V dalším výzkumu by bylo vhodné provést větší množství měření pro zjištění statistické významnosti výsledků, a také porovnat hodnoty z vlhkoměru s výstupy spirometru, který by se dal využít pro měření v pohybu a z používaných metod nabízí nejvyšší přesnost.

Bibliografie

1. JANA, Slavíková. *Fyziologie dýchání*. Karolinum, 1997. ISBN 807066-658-7.
2. *Breathing* [online]. 2012 [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <https://courses.lumenlearning.com/boundless-biology/chapter/breathing/>.
3. FITZGORDON, JONATHAN. *Four types of breathing* [online] [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <https://corewalking.com/four-types-of-breathing/>.
4. SLABÝ, Kryštof. *Dýchání* [online] [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <http://kt1.lf2.cuni.cz/text/krysot/fyz/dychani.pdf>.
5. ŠPONAR, Dušan. *Práce s dechem* [online] [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/7933603-Zaklady-prace-s-dechem.html>.
6. WHEATLEY, Iain. Respiratory rate 3. *Nursing Times*. 2018, roč. 114, č. 7.
7. LADISLAV, Chrobák. *Propedeutika vnitřního lékařství*. Grada, 2003. ISBN 80-247-0609-1.
8. *boyle s law chart* [online]. 2010 [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <http://dezan.vachnganviet.co/boyle-s-law-chart/S>.
9. OTOMAR, Kittnar. *Lékařská fyziologie*. Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
10. *Plicní objemy* [online]. 2014 [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Plicn%C3%AD_objemy.
11. *Vypracované otázky z fyziologie*. [cit.2020-03-18]. Dostupné také z: <https://docplayer.cz/320333-Cabicz-2009-2010-1-vypracovane-otazky-z-fyziologie.html>.
12. MASSARONI, Carlo; NICOLÒ, Andrea. Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate. *SENSORS*. 2019, roč. 19, č. 4. Dostupné z DOI: 10.3390/s19040908.
13. *Venturiho trubice* [online]. 2016 [cit. 2020-03-27]. Dostupné z: <https://forum.matematika.cz/viewtopic.php?id=94752>.
14. *Snímače průtoku* [online]. 2010 [cit. 2020-03-27]. Dostupné z: <https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/962>.
15. KOŤOVÁ, Markéta; KOLÁŘOVÁ, Jana; ŽALUD, Luděk; DOBŠÁK, Petr. Monitorování dechu pomocí tlakových senzorů. *Elektrorevue*. 2014, roč. 16, č. 5. ISSN 1213 - 1539.
16. KOŤOVÁ, Markéta; KOLÁŘOVÁ, Jana. *Monitorování dechu během terapie pacientů*. 2013.
17. JURA, Jakub; TRNKA, Pavel; CEJNEK, Matouš; REVERDY, Léa. *Engineering Psychology*. 2018.
18. *User Guide: Polygraph system version 2.1* [online]. 2015 [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: http://www.polygraph.bio/manuals/Manual_EN.pdf.

19. *Polygraf Bio*. Polygraf Bio. Dostupné také z: www.Polygraph.Bi0/downloads/poly-Setup.zip.
20. *LJStreamUD*. Labjack. Dostupné také z: <https://labjack.com/support/software/installers/ud>.
21. *JupyterLab*. Project Jupyter. Dostupné také z: <https://jupyter.org/install.html>.
22. SCHWARTZ, Mark S.; ANDRASIK, Frank. *Biofeedback, A Practitioner's Guide*. The Guilford Press, 2016. ISBN 978-1-4625-2254-5.