



Disertační práce

Aplikace nositelné elektroniky a senzorů do profesních oděvů a oděvů pro volný čas

Studijní program:

P3106 Textilní inženýrství

Studijní obor:

Textilní technika a materiálové inženýrství

Autor práce:

Ing. Michal Martinka

Školitel práce:

doc. Ing. Antonín Havelka, CSc.

Katedra oděvnictví

Liberec 2023

Prohlášení

Prohlašuji, že svou disertační práci jsem vypracoval samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé disertační práce a konzultantem.

Jsem si vědom toho, že na mou disertační práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé disertační práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li disertační práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má disertační práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědom následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

Anotace

Disertační práce

Téma:

APLIKACE NOSITELNÉ ELEKTRONIKY A SENZORŮ DO PROFESNÍCH ODĚVŮ A ODĚVŮ PRO VOLNÝ ČAS

Anotace:

Disertační práce se zabývá Aplikací nositelné elektroniky s možnostmi monitorování životních funkcí, mezi které patří krevní tlak, tepová frekvence, teplota pokožky, vlhkost pokožky nebo dechová frekvence. Tato disertační práce se zaměřuje právě na možnosti monitorování dechové frekvence a její následné vyhodnocení, a to za pomoci nositelné elektroniky aplikované do první vrstvy oděvu a následné zkoumání závislosti změny dechové frekvence s nastupující únavou organismu.

Klíčová slova:

Dechová frekvence, nositelná elektronika, životní funkce, únava, mikrospánek

Annotation

Doctoral thesis

Topic:

APPLICATION OF WEARABLE ELECTRONICS AND SENSORS IN PROFESSIONAL AND OUTDOOR CLOTHING

Annotation:

This dissertation deals with the application of wearable electronics with the ability to monitor vital signs including blood pressure, heart rate, skin temperature, skin moisture, and respiratory rate. This dissertation focuses specifically on the possibilities of breathing rate monitoring and its subsequent evaluation, using wearable electronics applied to the first layer of clothing and then investigating the relationship of breathing rate change with the onset of body fatigue.

Keywords:

Breathing rate, wearable electronics, vital signs, fatigue, microsleep

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat svému školiteli doc. Ing. Antonínu Havelkovi, CSc., za podporu a vedení během celého mého studia.

Rovněž bych chtěl poděkovat svým rodičům, kteří mě podporovali.

Mé velké díky rovněž patří profesorům a kolegům z univerzity Shinshu v Japonsku, kteří mi poskytli vybavení a podporu pro uskutečnění experimentů a vřele mě přijali mezi sebe.

Obsah

Seznam použitých zkratk a symbolů.....	8
1. Úvod	9
2. Cíl disertační práce	13
3. Popis současného stavu.....	14
Měření pomocí pneumotachografu	22
Měření pomocí turbíny.....	22
Měření rozdílem tlaku	22
Měření za pomoci horkého drátku ochlazovaného dechem.....	23
Sledování pohybu hrudníku.....	23
3.1. Tabulkové hodnoty životních funkcí.....	25
Srdeční tep.....	25
Krevní tlak.....	26
Dechová frekvence	27
Problémy měření únavy	29
Shrnutí výstupů řešerše.....	30
4. Návrh řešení	31
5. Experimentální část	32
5.1. Vytipování vhodného čidla pro monitorování dechu	32
5.1.1. FBG senzory	33
5.1.2. FBG senzory 2 – modifikovaná verze.....	38
5.1.3. Senzor pracující na principu odporového potenciometru.	50
5.1.4. Tříosý akcelerometr.....	52
5.1.5. Vodivá vlákna všitá do struktury textilie	53
5.1.6. Dopplerův radar	54
5.1.7. Ohybové čidlo	56
5.2. Monitorování dechové frekvence za pomoci ohybového čidla	57
5.2.1. Nastavení frekvence ukládání dat	57
5.3. Návrh prototypu měřícího trika	60
5.4. Měření referenčních hodnot u probanda	62
5.4.1. Bdělý stav probanda	62
5.4.2. Únava probanda	62
5.4.3. Spánek probanda.....	62
5.5. Simulace řízení.....	63

6.	Naměřené hodnoty	65
6.1.	Poloha probanda vsedě.....	65
6.2.	Poloha probanda vestoje.....	65
6.3.	Poloha probanda vleže	65
7.	Analýza naměřených dat	66
8.	Analýza naměřených dat za pomoci programu Matlab	67
8.1.	Analýza naměřených dat – bdělý stav probanda	68
8.2.	Analýza naměřených dat – únava (pokles intenzity dechu).....	69
8.3.	Analýza naměřených dat – spánek.....	70
8.4.	Analýza naměřených dat během simulovaného řízení (průběh únavy).....	71
8.5.	Analýza naměřených dat vleže	72
8.6.	Analýza naměřených dat v poloze vestoje	73
8.6.1.	Analýza naměřených dat v poloze vestoje – 200 Hz	74
8.7.	Analýza naměřených dat v poloze vsedě	75
9.	Vyhodnocení naměřených dat	76
10.	Uplatnění v projektech	76
11.	Optimalizace měřícího trička.....	80
	Přesnost měření	81
12.	Závěr	82
12.1.	Cíl vědeckovýzkumné práce	82
12.2.	Postup řešení.....	82
12.3.	Výsledky vědeckovýzkumné práce	84
12.4.	Možnosti aplikace v profesních oděvech (nositelná elektronika).....	85
13.	Možnosti dalšího výzkumu	86
	Práce autora se vztahem ke studované problematice	87
	Rozepsané publikace	87
	Stručná charakteristika dosavadní odborné, výzkumné a vědecké činnosti.....	88
	Účast na projektech.....	88
	Pedagogická činnost	89
	Zdroje a použitá literatura.....	90
	Seznam Obrázků.....	93
	Seznam Tabulek.....	94
	Seznam Grafů	94
	Přílohy.....	95

Seznam použitých zkratk a symbolů

Označení	Jednotka	Název veličiny / Popis	český překlad
li-ion	[-]	Lithium-iontový	
Cu	[-]	Cuprum	Měď
OOP	[-]	osobního ochranného prostředky	
RFID	[-]	Radio Frequency Identification	Radiofrekvenční identifikace
FBG	[-]	Fibre Bragg Grating	Braggovy mřížky ve vláknech
NIR	[-]	Near InfraRed	Blízko infračerveného záření
EKG	[-]	Elektrokardiogram	
PI	[-]	perfuzní index	
RR	[Hz]	Respiratory Rate	Dechová frekvence
AI	[-]	Artificial Intelligence	Umělá inteligence
EEG	[-]	Elektroencefalografie	
EOG	[-]	Elektrookulografie	
REM	[-]	Rapid eye movement	Rychlý pohyb očí
ZČU	[-]	Západočeská univerzita v Plzni	
ČVUT	[-]	České vysoké učení technické v Praze	
mm Hg	[-]	milimetr rtuťového sloupce	
f	[rpm]	Dechová frekvence	
V_r	[m ³]	dechový objem	
RR	[-]	Respiratory Rate	Rychlost dýchání
HRV	[-]	Heart Rate Variability	variabilita tepové frekvence
N_{eff}	[-]	Index lomu optického vlákna	
SpO ₂	[%]	nasycení krve kyslíkem	
SR	[-]	spirálový rezonátor	
DAC	[-]	Driver Alert Control	Řízení výstrahy řidiče
R	[Ω]	Elektrický odpor	
T	[°C]	Teplota	
f	[Hz]	Frekvence	
M_p	[-]	Prahová hodnota	
t	[s]	čas	
p	[Pa]	Tlak vzduchu	
ρ	[kg/m ³]	Hustota vzduchu	
v	[m/s]	rychlost proudícího vzduchu	

1. Úvod

Aplikace nositelné elektroniky do smart oděvů se stala nejen současným trendem, ale i předpokládaným směrem vývoje do budoucna. Pojmem nositelná elektronika se rozumí taková elektronika, která se dá buď přímo, nebo nepřímo nosit, a to buď připevněná na pokožce, nebo integrovaná v oděvu. Nositelná elektronika v oděvech navíc umožňuje kromě tradičních i další funkce oblečení, např.: zvýšení oděvního komfortu, ochranu proti zimě i teplu, ergonomii při dobré cenové dostupnosti. Tyto nové funkce jsou spojeny s monitorováním stavu nositele a okolí. Jde např. o snímání teploty nositele i okolí, vlhkosti, pohybu, polohy, životních funkcí, osvětlení, proudění vzduchu atd.

Nositelná elektronika se tradičně dělí do tří kategorií:

- pasivní – první generace inteligentních textilií. Tyto textilie obsahují vstupní periférii (senzory), která je napojena na externí řídicí systém. Tyto pasivní senzory pouze snímají hodnoty a nereagují na ně.
- aktivní – druhá generace inteligentních textilií. Textilie je osazena senzory, ale i řídicí jednotkou a akumulátorem. Tento sensorový systém pak přímo reaguje na daný podnět. Jsou schopny změnit barvu, uchovat teplo nebo regulovat prodyšnost.
- Very smart materiály – super inteligentní smart oděvy patří do vyvíjené třetí generace. Tyto textilie jsou schopny se učit, reagují na podněty z okolního prostředí a přizpůsobují svoji funkci. Textilie se postupně učí reagovat na nové podněty a reakci na tyto podněty si uloží do paměti, což umožní rychlejší reakci při opakování podnětů. Oděv je schopen komunikace s jinými zařízeními či se svým nositelem, kromě toho i automaticky regulovat teplotu vně oděvu.

Inteligentní textilie nebo smart textilie je tedy pojem, který má přesně daný význam a podléhá normě CEN/TR 16298:2011, popřípadě americké normě ASTM D8248-20. Podle těchto norem se smart textilie dají chápat dvěma způsoby:

- jako textilní struktury, které jsou schopny vnímat okolní podmínky a reagovat na ně [26]
- jako textilie nebo textilní oděvy s integrovanými aktivními prvky nebo funkčními materiály

Okolní podněty, na které tyto textilie reagují, se dají řadit do sedmi kategorií [27]:

- mechanické
- optické
- magnetické
- elektrické
- chemické
- tepelné
- biologické

Smart textilie se rovněž dělí podle toho, jakým způsobem je řešena integrace jejich součástí.

- Odpojitelná/odnímatelná – veškeré elektronické komponenty jsou odpojitelné a na oděv jsou přidělovány za pomoci suchého zipu, druku, popřípadě umístěny do kapsy.

- Kombinovaná – kombinace jedné nebo více elektronických komponentů trvale připojených k textilní vodivé dráze integrované do struktury oděvu.
- Trvalá – veškeré elektronické komponenty jsou napevno integrovány do struktury oděvu nebo trvale připevněny na oděv, a to přišitím nebo přilepením.

Na smart textilie jsou od spotřebitelů kladeny vyšší nároky než na klasické textilní výrobky [28][29][30] a spotřebitelé od nich očekávají, že budou kombinovat vlastnosti textilních výrobků, jako je:

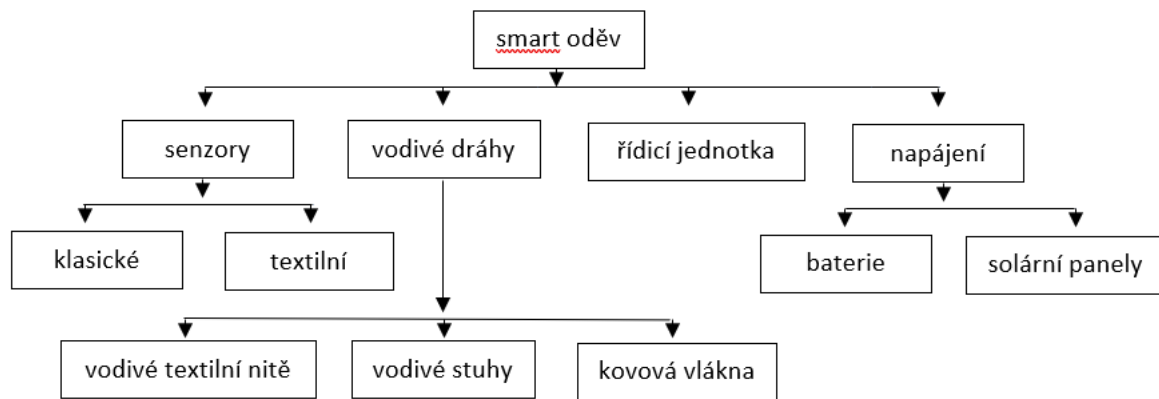
- komfort nošení
- životnost
- kvalita
- údržba (pratelnost)
- prodyšnost
- zachování módních trendů

s funkcí elektronických prvků:

- bezpečnost
- funkčnost
- vysoká kvalita
- použitelnost

Tyto zvýšené nároky na smart textil jsou dány i vyšší pořizovací cenou. Dalším kritériem, které smart oděvy musí splňovat, je otázka recyklace. Kombinace textilního materiálu a elektronických součástí do jisté míry komplikuje recyklaci nefunkčního výrobku. Z tohoto hlediska se jeví jako lepší řešení použití elektronických součástí, které jsou oddělitelné, a tudíž nejsou napevno spojeny s textilem. Výhodou tohoto systému je možnost vyjmutí monitorovacího systému z poškozeného oděvu a umístění nového do oděvu bez nutnosti pořizování dalšího monitorovacího systému. Problém recyklace smart oděvu je rozšířené téma hojně diskutované jak v České republice, tak v zahraničí a s možností recyklace by se mělo počítat už v počátečních návrzích smart oděvu.

Smart oděv se skládá z několika vzájemně propojených komponentů. Každý z těchto komponentů hraje v systému specifickou roli. V závislosti na požadovaných funkcích se jednotlivé komponenty mohou lišit, ale základní struktura zůstává vždy stejná.



Obr. 1 schéma komponent použitých ve SMART oděvu

Základní jednotkou jsou vstupní periferie (senzory, čidla), které poskytují vstupní data. Takto získaná data se posílají do řídicí jednotky. Senzorů a čidel existuje několik typů, přičemž se dají rozdělit do dvou základních skupin:

- textilní – senzory, které jsou vsity přímo do oděvu a tvoří jeho součást
- klasické – senzory, které jsou na oděv připevněny

Textilní senzory se jeví jako výhodnější, a to především kvůli možnosti zakomponovat je přímo do oděvu, jsou o poznání lehčí a nevyžadují přílišnou energetickou náročnost. Tyto senzory však neposkytují takovou variabilitu jako klasické senzory a jejich přesnost měření bývá menší.

Řídící jednotka slouží jako nositel zdrojového kódu pro jednotlivé komponenty a jako mozek, který má za úkol vyhodnocovat data získaná ze vstupních periférií. Takto vyhodnocená data následně buď uloží do paměti, nebo za pomoci komunikační jednotky odešle do externího zařízení (mobil, PC).

Dalším základním komponentem je zdroj energie. Ve většině smart oděvů slouží jako zdroj energie lithium-iontový akumulátor (li-ion baterie), tyto baterie mají dlouhou životnost a malé rozměry. Alternativou pro li-ion akumulátory jsou nově vyvíjené baterie určené přímo do smart oděvů, které lze vidět na Obr. 2. Tyto akumulátory jsou extrémně tenké a flexibilní.



Obr. 2 Li-ion smart baterie Panasonic

Všechny tyto komponenty jsou pak vzájemně propojené za pomoci vodivých drah. Vodivé dráhy opět existují ve velkém množství, ale obecně se dají dělit na:

- vodivé textilní nitě
- textilní stuchy s Cu vodivým drátkem
- kovové Cu drátky všité do oděvu
- kovová vlákna v textilním úpletu
- speciální (3D tisk, práškový tisk...)

Zvolení správného typu vodivé dráhy je extrémně důležité a má zásadní vliv na funkčnost celého systému. Elektricky vodivé nitě a stuchy lze využít i jako samostatnou senzorovou jednotku, k vytvoření elektromagnetického stínění, vyhřívání, k tvorbě antén atd.

Integrací elektroniky do smart oděvu musí zůstat zachovány textilní vlastnosti samotného oděvu. Mezi tyto vlastnosti patří:

- prodyšnost a flexibilita – lze zajistit použitím vodivých textilních nití a stuh určených k propojení jednotlivých elektronických součástek, popřípadě tiskem vodivých drah speciálním vodivým inkoustem.
- odolnost při údržbě – odolnost elektronických součástek během údržby lze zajistit buď zapouzdřením jednotlivých komponent, popřípadě vytvořením systému tak, aby bylo zajištěno snadné odpojení a vyjmutí elektronických komponentů z oděvu před údržbou.

Nositelná elektronika se zaměřuje na monitorování:

- zdravotního stavu nositele (tep, tlak, suchost kůže atd.)
- vlivů práce a okolního prostředí u ochranných a profesních oděvů (např. teplota uvnitř oděvu, hluk, vibrace, přítomnost různých plynů atd., včetně osvětlení a přenosu informací do nadřazeného systému)
- sportovní aktivity (zejména monitorování dosažených výsledků, tepové a dechové frekvence, energetického výdeje atd.)
- polohy, osvětlení

Možnosti monitorování životních funkcí, jako je tělesná teplota, krevní tlak, tepová frekvence, vlhkost pokožky nebo dechová frekvence, jsou hlavně v poslední době velmi diskutovaným tématem. Jakákoliv odchylka od normálu může znamenat zdravotní problém. Potřeba monitorovat odchylky v dechové frekvenci se projevila během koronavirové pandemie.

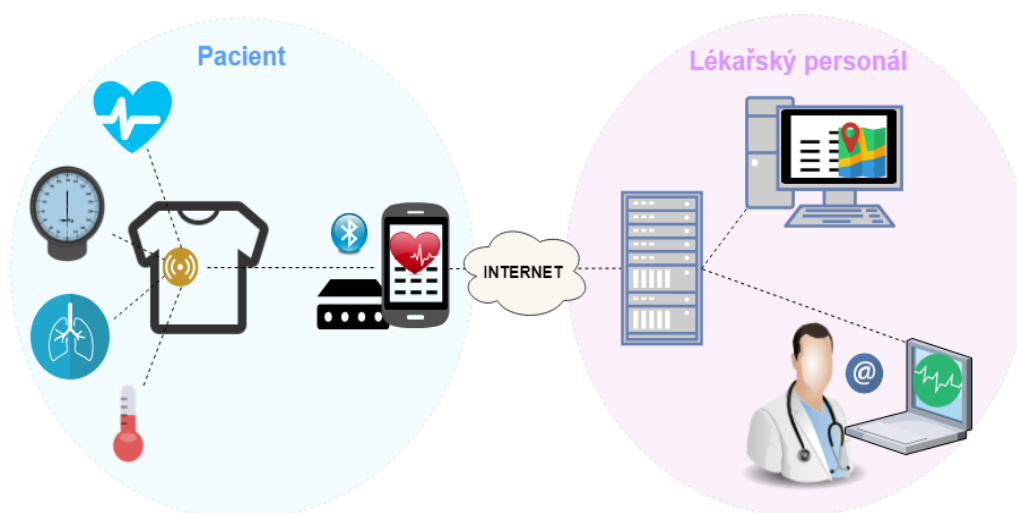
V odborné medicínské publikaci „Memorix Fyziologie“ od Roberta F. Schmidta z roku 1993 [1] můžeme zjistit tabulkové hodnoty životních funkcí, převážně plicní ventilace. Plicní ventilace je v této publikaci rozepsaná podle věku probanda a rozdělena jak na dechovou frekvenci, tak na objem vzduchu. Rovněž je v této publikaci podrobně rozepsaná kapitola o výdeji tělesného tepla, a to jak v klidu (ve spánku), tak i při fyzické činnosti. Znalost základních hodnot životních funkcí, jako je například krevní tlak, tepová frekvence nebo teplota pokožky, je zásadní pro vyhodnocení únavy při měření dechové frekvence, což je hlavním obsahem této vědeckovýzkumné práce.

2. Cíl disertační práce

Cílem této práce je navrhnout a vytvořit smart oděv s integrovaným sensorickým systémem určeným pro monitorování životních funkcí, především pak dechové frekvence. Celý sensorický systém by měl být schopen včas rozpoznat změny v měřených hodnotách, poslat zpětnou vazbu v podobě varování (zvukové, světelné...) a případně odeslat zprávu do lékařského zařízení o změně zdravotního stavu a potřebě lékařské pomoci. Navržený sensorický systém je modulární, jak je vidět ze schématu (Obr. 3). Modularita oděvu spočívá v možnosti rozšíření o další senzory a čidla, jako jsou například:

- senzory pro monitorování srdečního tepu
- senzory pro monitorování krevního tlaku
- senzory pro monitorování teploty pokožky
- senzory pro monitorování vlhkosti pokožky
- senzory pro monitorování dechové frekvence atd.

V této práci se budeme ovšem zabývat pouze možností monitorování dechové frekvence.



Obr. 3 Spojení smart trika s lékařským personálem

Navržený smart oděv se systémem včasného varování je navržen tak, aby nikterak nenarušoval oděvní komfort a pro nositele byl i cenově dostupný. Komfort oděvu je zajištěn materiály, z nichž je smart oděv vyhotoven.

Aby takovýto monitorovací systém fungoval, je zapotřebí zohlednit další hodnoty životních funkcí, jako jsou krevní tlak, tep, teplota, vlhkost.

Význam monitorování dechové frekvence

Monitorování životních funkcí, převážně pak dechové frekvence, je velmi důležité, a to hlavně pro operátory různých profesí nebo pro profesionální řidiče. Včasné odhalení nastupující únavy nebo zdravotních problémů může odvrátit potencionální nehodu či katastrofu, a tím i zachránit zdraví a majetek.

Navržený systém se dá použít též pro osoby trpící chronickými dechovými problémy, pro astmatiky a k monitorování pacientů trpících spánkovou apnoí. Kromě výše jmenovaných možností je monitorování životních funkcí důležitý údaj u profesionálních řidičů, ale také u operátorů těžké techniky, v letectví, v dopravě, u operátorů záchranné služby a dalších profesí, kde je na pracovníky kladen velký psychický a fyzický tlak a kde je důležité dlouhodobě udržet pozornost. Díky monitorování životních funkcí můžeme včas odhalit únavu, provést rychlou výměnu daného pracovníku za odpočatého, a tím snížit riziko možného úrazu nebo předejít katastrofě. Komerčně dostupné produkty jsou ale díky vysoké pořizovací ceně pro většinu uživatelů nedostupné.

U sledovaných hodnot je nutné rozpoznat několik stavů, a to především odlišovat, kdy je nositel v pohybu, kdy sportuje, kdy je v klidu, kdy řídí a hlavně kdy má zdravotní problémy. Z toho důvodu je nutné vytvořit plně intuitivní systém, který je schopen vyhodnocovat údaje a rozpoznávat, jakou aktivitu daný uživatel právě vykonává.

3. Popis současného stavu

Monitorování životních funkcí (krevní tlak, srdeční tep, teplota, vlhkost pokožky, dechová frekvence), zejména pak dechové frekvence, je v dnešní době extrémně důležité. Změna dechové frekvence může znamenat zdravotní komplikace, ale i nástup únavy, což je extrémně nebezpečné zejména u profesí vyžadujících zvýšenou koncentraci a odolnost vůči zvýšenému psychickému tlaku a stresu. Mezi tyto profese patří například profesionální řidiči, operátoři v nemocnicích, strojívníci, piloti nebo operátoři na leteckých věžích a další profese, vyžadující maximální soustředěnost a profesionální zodpovědnost. Výzkum v oblasti smart oblečení umožňující monitoring životních funkcí se v posledních letech zaměřil hlavně na vývoj osobního ochranného vybavení (OOP), zejména pro ochranu pracovníků pracujících v rizikových odvětvích, jako jsou vojáci, záchranáři, policisté nebo hasiči. V článku „Wearable technologies for personal protective equipment: Embedded textile monitoring sensors, power and data transmission, end-life indicators“ publikované ve Smart Textiles and Their Applications [2] je popsána problematika získávání informací o zdravotním stavu těchto pracovníků v reálném čase. Možnost kontroly životních funkcí v reálném čase může být pro tyto pracovníky nebo jejich tým rozhodující při volbě dalšího postupu, případně včasného stažení zasahující osoby ohrožené důsledky únavy a nahrazení odpočatou osobou. Dále se můžeme dočíst o různých úrovních integrace nositelných zařízení do OOP s důrazem na komfort a mobilitu nositele. Je zde prezentováno několik příkladů aplikací nositelných technologií v OOP, mezi které patří dýchací pásy pro monitorování dechu [13], vesty pro monitorování srdečního tepu nebo rukavice pro monitorování teploty a vlhkosti. Článek se rovněž zabývá omezením senzorů spojeným s nositelnými technologiemi v OOP, jako jsou například spolehlivost senzorů, bezpečnost naměřených dat nebo recyklace materiálu. Smart materiály používané u OOP jsou navrženy tak, aby byly schopny měnit některé své vlastnosti v závislosti na vnějších podnětech. Mezi tyto změny patří například změna barvy, pevnosti nebo vodivosti. Tyto smart materiály mohou být využity pro identifikaci přítomnosti nebezpečných látek nebo k varování pracovníků před potenciálním nebezpečím. Autoři článku „Smart materials for personal protective

equipment: Tendencies and recent developments“ [3] poukazují na možnost používat tyto oděvy i k monitorování základních životních funkcí u pracovníků, a v případě zranění tak dopomocť k poskytnutí rychlejší lékařské pomoci. Mezi další vlastnosti patří změna barvy v závislosti na okolní teplotě, takzvaný termochromismus [31], nebo v závislosti na elektrickém proudu, takzvaný elektrochromismus [32]. Autoři rovněž zmiňují elektricky vodivé materiály, které jsou plně transparentní, popřípadě materiály, které jsou schopné měnit své vlastnosti v závislosti na mechanickém zatížení. Tato vědeckovýzkumná práce je zaměřena právě na monitorování životních funkcí, převážně pak dechovou frekvenci, kterou můžeme monitorovat několika způsoby. Jedním ze způsobů, jak monitorovat životní funkce, potažmo dechovou frekvenci, je pomocí EKG [1]. EKG je v lékařství velmi využívanou metodou. Existuje hodně metod měření, které jsou podrobně popsány v odborných lékařských publikacích [11]. Jednou z metod je například HRV (Heart Rate Variability) [37], která dokáže sledovat respirační sinusovou arytmiu. Z této arytmiie následně stanovíme frekvenci dýchání. K výpočtu dechové frekvence rovněž můžeme použít rovnici:

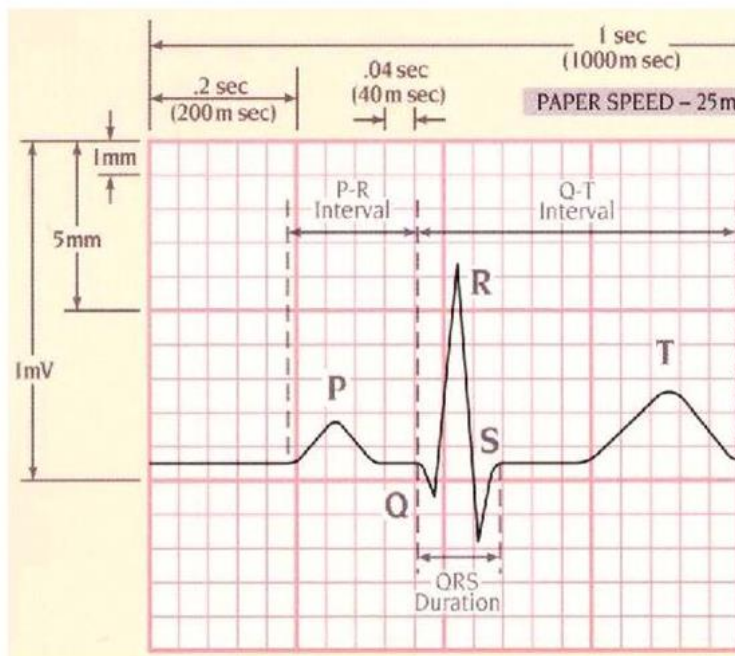
$$RR = \frac{(t_{n-1} - t_n)}{60} \quad (1)$$

RR – Respiratory Rate (dechová frekvence)

t_{n-1} – čas výskytu (n-1)-té špičky R

t_n – čas výskytu n-té špičky R,

kde R je horní kmit [36], [37].



- vlny
 - P, T
- kmity
 - Q, R, S
- intervaly
 - PQ (PR)
 - 0.12 - 0.20s
 - QRS komplex
 - 0.06 - 0.10s
 - ST
 - QT
 - RR
- amplituda
 - R kmit
 - patologický Q kmit

Obr. 4 Analýza kmitů, vln a intervalů [37]

Hodnoty jsou získány pro každý následující cyklus v délce 60 vteřin. Následně jsou zprůměrovány a výsledná hodnota je udávána v jednotkách [bpm] (beats per minute) neboli počet úderů za minutu.

Na stejném principu fungují i komerčně dostupné produkty, jako jsou například fitness náramky nebo chytré hodinky [14] a fitness hrudní pásy [13]. Tyto pásy (obr. 6) lze používat k monitorování tepové frekvence či srdečního rytmu a představují levnou metodu měření. Jeho správné fungování ale vyžaduje přímý kontakt s pokožkou, což při dlouhodobém nošení může vyvolat řadu kožních problémů a způsobovat značný diskomfort.



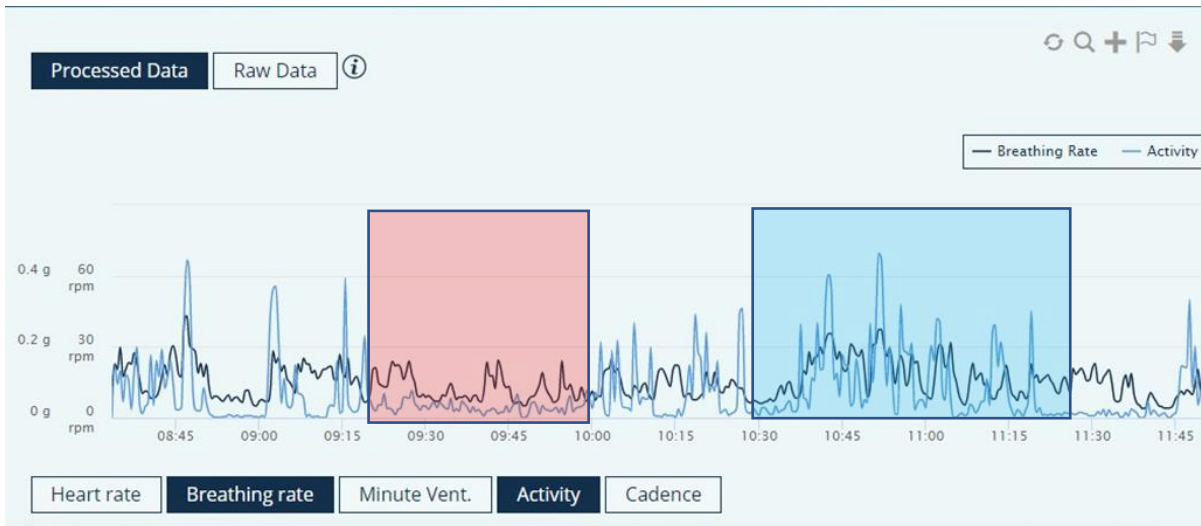
Obr. 5 Hrudní pás s technologií Bluetooth [13]

Technologie EKG je použita rovněž i ve smart triku Hexoskin [15]. Triko Hexoskin (obr. 8) poskytuje přehled o fitness tréninku, pohybu, spánku, osobních každodenních aktivitách nositele a monitoruje jeho zdravotní stav snímáním srdeční a dechové frekvence, teploty, okysličení krve a krevního tlaku.

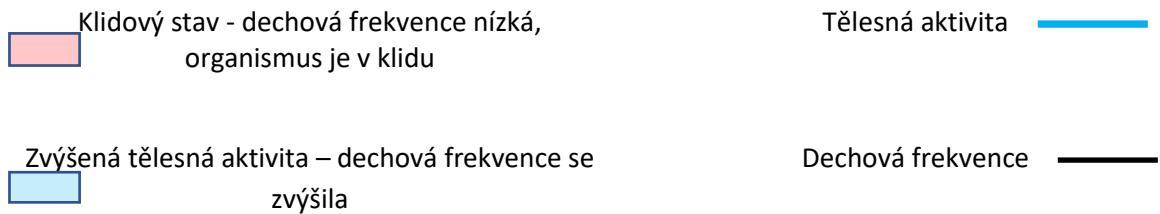


Obr. 6 Monitorovací triko Hexoskin

Triko Hexoskin se skládá z čidel pro měření dechové frekvence a frekvence tepu. Tato čidla jsou umístěna v oblasti hrudníku a břicha. Oba senzory srdeční aktivity, horní a dolní, pracují na principu měření EKG a dohromady tvoří měřicí trojúhelník, což je standardní rozmístění čidel určených pro tento druh měření. Oproti běžnému EKG, který používá 12 svodů [1], jsou v triku Hexoskin použity pouze 3 svody. Z toho vyplývá, že hodnoty získané z tohoto trička jsou pouze orientační. Dechová frekvence je měřena za pomoci čidel v oblasti hrudníku. Čidla zaznamenávají rozpínavost hrudníku, což mění elektrický odpor. Tato změna je následně vyhodnocena a převedena na jednotky určené k měření dechové frekvence. V rámci této vědeckovýzkumné práce bylo triko Hexoskin otestováno v reálných podmínkách za účelem ověření tabulkových hodnot krevního tlaku a dechové frekvence při klidu a při aktivitě. Tyto hodnoty je možné spatřit na obrázku 7.

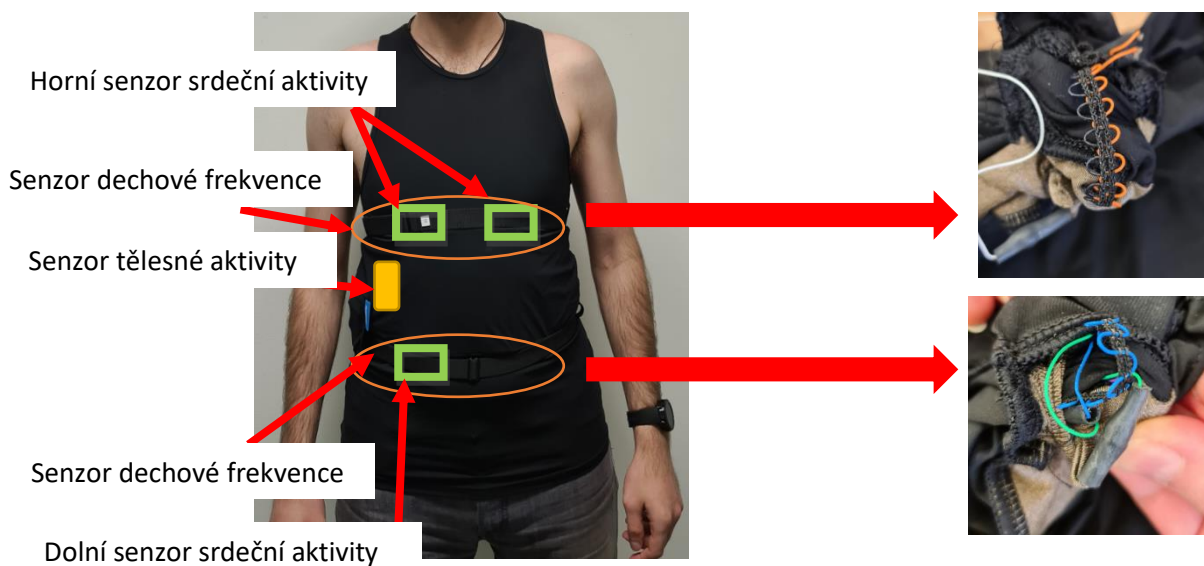


Obr. 7 Záznam dechové frekvence a fyzické aktivity



Při klidovém stavu se dechová frekvence výrazně sníží. Je to dáno tím, že organismus nespotřebovává tolik energie, a tělo tudíž není potřeba tolik okysličovat.

Testování bylo prováděno na probandovi ve věku 34 let, mužského pohlaví.



Obr. 8 Umístění senzoru v triku Hexoskin

Ačkoliv byly senzory integrovány do oděvu, stále je nutné pro správné měření použít stahovací pásy, které zajistí těsný kontakt sensorů s pokožkou. Použití těchto stahovacích pásů působí značný diskomfort. Rovněž pořizovací cena smart trika je poměrně vysoká (cca 15 000Kč).

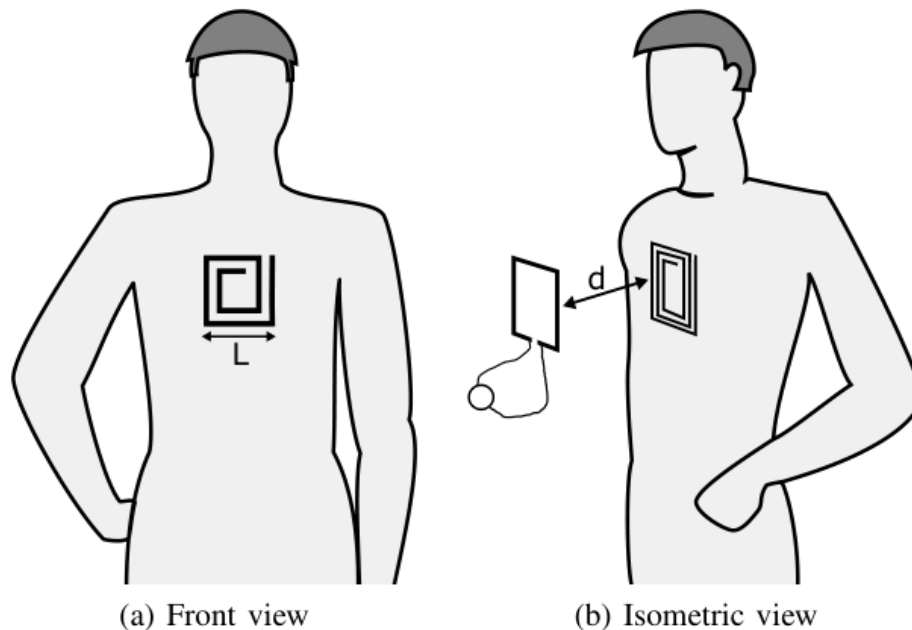
Použití stahovacích pásů k měření životních funkcí je poměrně rozšířená praxe. V článku „Weft-knitted Strain Sensor for Monitoring Respiratory Rate and Its Electro-Mechanical Modeling“ [5] slouží textilní pás jako nosič senzoru pracující na principu změny elektrického odporu způsobené pohybem hrudníku při dýchání. Senzor je vyroben z vodivé příze a vpleten do struktury textilního pásu.



Obr. 9 Senzor vpletený do struktury pásu [5]

Použití stahovacího pásu vyžaduje i metoda měření dechové frekvence za pomoci kapacitních snímačů. V tomto případě se dechová frekvence měří změnou tlaku, který působí hrudní koš na senzor během nádechů. Metoda je popsána v článku „Textile-based Capacitive Sensor for a Wireless Wearable Breath Monitoring System“ [7]. Senzory jsou vpleteny do textilního pásu. Aby kapacitní senzory fungovaly, musí být zajištěn dostatečný přitlak, což ale způsobuje značný diskomfort. Jiné využití stahovacích pásu

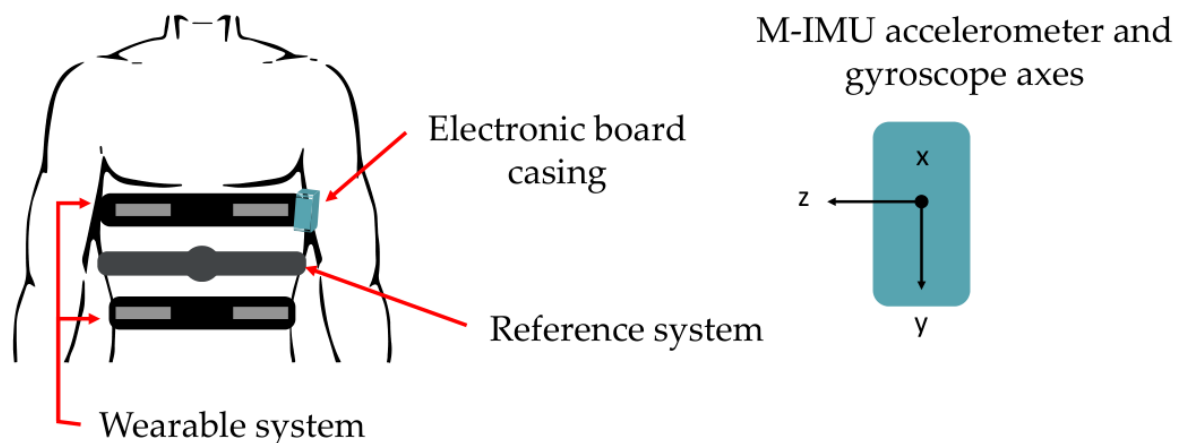
můžeme najít v článku „Wearable Sensor for Breath Rate Monitoring“ [6], kde je popsán plochý spirálový rezonátor (SR) umístěný na pružném textilním substrátu.



Obr. 10 Umístění rezonátoru vůči snímači [6]

Podle autorů je senzor schopen měřit dechovou frekvenci sledováním pohybu hrudníku nebo břicha během vdechování a vydechování, a to změnou vzdálenosti SR a čtecího zařízení. Díky nutnosti přesné pozice rezonátoru vůči čtecímu zařízení se tato metoda hodí zejména pro monitorování spánkové apnoe [34] a u pacientů upoutaných na lůžko, kde je zaručena minimální pohyblivost.

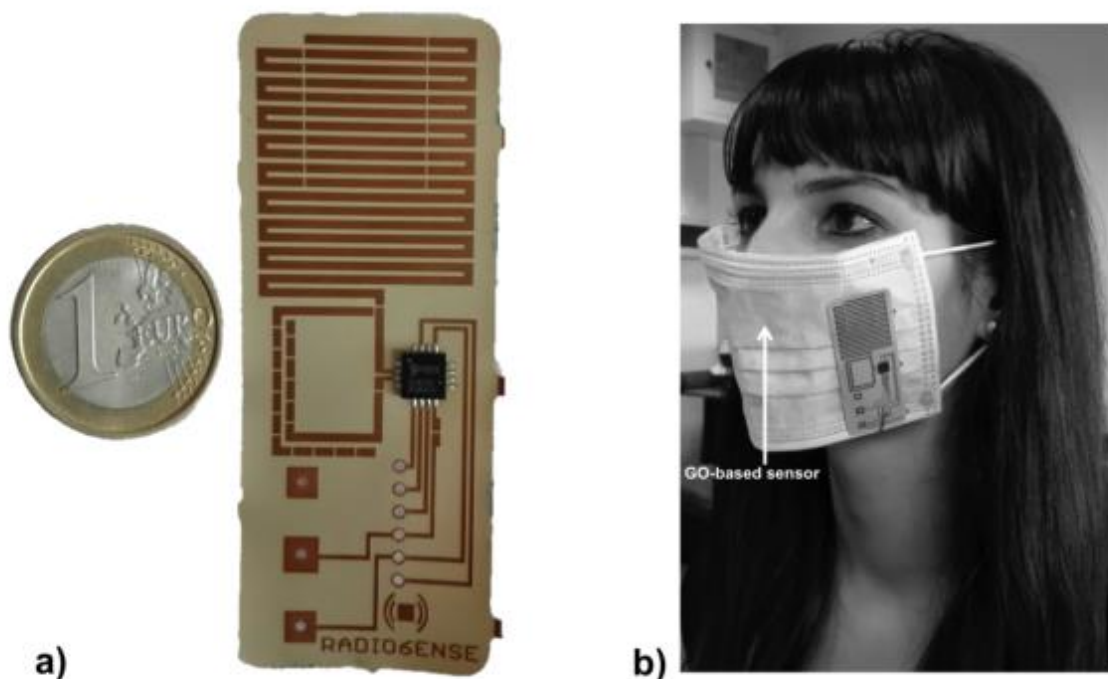
Ze všech dostupných zdrojů vyplývá, že použití stahovacího pásu způsobuje značný diskomfort a nehodí se pro dlouhodobé použití. Z toho důvodu je snaha tuto metodu nahradit a stahovací pás nepoužívat. To je příklad článku „A Wearable System with Embedded Conductive Textiles and an IMU for Unobtrusive Cardio-Respiratory Monitoring“ [8]. Na rozdíl od předešlé metody je kromě dechové frekvence (RR) [1] monitorována i srdeční frekvence (HR) [1], a to za pomoci vestavěné inerciální jednotky umístěné na levé straně hrudní koše.



Obr. 11 Schéma umístění senzorů [8]

Všechny senzory zmíněné v tomto článku se lepí přímo na pokožku. Z toho vyplývá, že jejich použití je vhodné hlavně v klinických podmínkách, a to u pacientů upoutaných na lůžko nebo pro laboratorní účely. Měření dechové frekvence touto metodou způsobuje značný diskomfort a při dlouhodobém nošení i kožní problémy v podobě zarudnutí pokožky nebo tvorby vyrážky.

Jednou z dalších možností, jak monitorovat dechovou frekvenci, je RFID technologie zkombinovaná se senzorem z oxidu grafenu citlivého na vlhkost vzduchu. Tato metoda je blíže popsána v článku „Wireless Monitoring of Breath by means of a Graphene Oxide-based Radiofrequency Identification Wearable Sensor“ [4]. Senzory jsou umístěny v obličejové masce a pracují na principu změny odporu oxidu grafenu, přičemž RFID technologie zajišťuje komunikaci s externím zařízením pro přenos dat.



Obr. 12 Rouška s integrovaným senzorem [4]

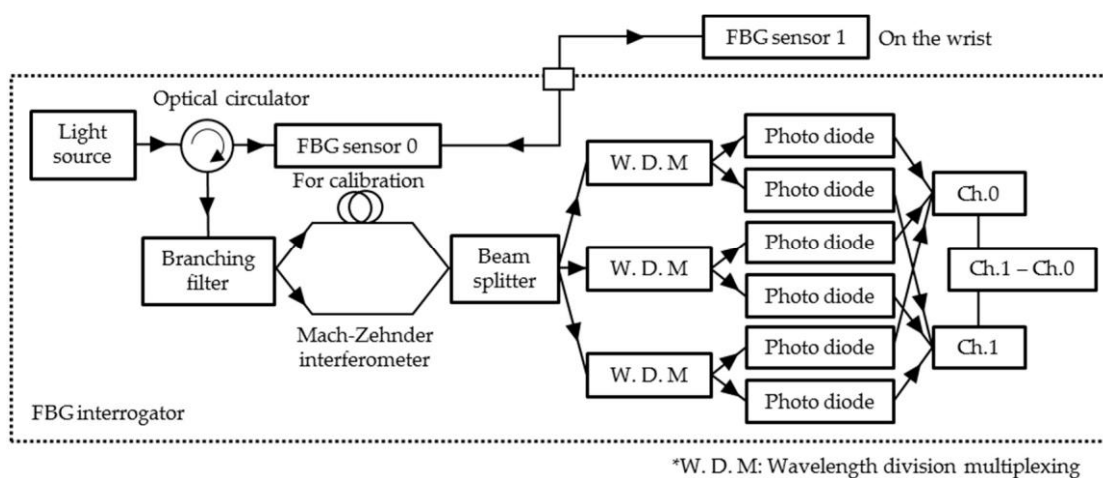
Pružná anténa umístěná v roušce (masce) pracuje na principu změny kapacity v závislosti na tlaku působícím během dýchání. Obličejová maska s integrovanými senzory je schopná zaznamenávat data z jednotlivých cyklů nádechů a výdechů v reálném čase. Použití masky jako nositele sensorového pole ovšem přináší i řadu komplikací. Takto modifikovaná maska je ale určena především pro použití v lékařském prostředí, jako jsou nemocnice nebo ordinace, a nehodí se pro běžné použití v reálném provozu, například u profesionálních řidičů. Maska způsobuje značný diskomfort a při dlouhodobém nošení může způsobovat kožní problémy, jako jsou ekzémy, a to především vlivem zvýšené vlhkosti způsobené obsahem vodních par v dechu [33].

Jako optimální se tedy jeví použití senzorů, které jsou přímo integrovány do struktury oděvu. Takto vytvořený smart oděv můžeme najít například v článku [25], který popisuje metodu monitorování dechové frekvence za pomoci senzorů pracujících na principu změny střední frekvence v závislosti na deformaci hrudníku při dýchání. Dechovou frekvenci můžeme měřit i senzory, které pracují na principu změny vlnové délky [17], [18]. Jedná se o technologii FBG neboli Fibre Bragg Grating. Jako senzor je použito optické vlákno s difrakční mřížkou. V této difrakční mřížce se podle rovnice (1) odráží pouze

určitá vlnová délka (Braggova vlnová délka) NIR světla ze zdroje světla v závislosti na rozteči difrakční mřížky:

$$\lambda_{bragg} = 2n_{eff}\Lambda \quad (2),$$

kde λ_{bragg} je Braggova vlnová délka, Λ je rozteč difrakčních mřížek a n_{eff} je index lomu uvnitř jádra. Když senzor zaznamená deformaci (ohyb, pulz, vibrace), dojde ke změně intervalu difrakční mřížky, v důsledku čehož se změní i Braggova vlnová délka. Tento posun Braggovy vlnové délky se měří pomocí detekčního mechanismu typu Mach-Zehnderova interferometru. Odražené světlo interferuje v interferometru, v němž je rozdíl optických drah nastaven na 3,3 mm. Rozdělovač paprsků rozdělí světlo na tři složky, jejichž fáze se navzájem liší o $2\pi/3$ radiány. Tyto tři fáze se detekují pomocí multiplexování s dělením vlnové délky. Tři páry detektorů detekují fázové posuny čidel 0 a 1, jak je znázorněno na obrázku 1.



Obr. 13 Blokové schéma zapojení FBG

Signál pro teplotní korekci měřicího prostředí měří snímač FBG 0. Rozlišení fáze závisí na vzorkovací frekvenci, která je 10 kHz. Snímač FBG měřící signál pulzní vlny je posunut o 1,2 pm, s deformací $1 \mu\text{e}$ a citlivostí měření $\pm 0,1 \text{ pm}$ [4]. Pomocí tohoto systému byl signál pulzní vlny měřen jako spojitý signál vykazující posun vlnové délky vzhledem k časové ose. Index lomu optického vlákna (n_{eff}) je pevný. Při působení tlaku na snímač se mění rozteč difrakčních mřížek, což způsobuje, že se mění i detekovaná Braggova vlnová délka podle rovnice (1). Braggova vlnová délka je detekována InGaAs detektorem přes médium Mach-Zehnderova interferometru. V Machově-Zehnderově interferometru je délka jednoho optického vlákna delší asi o 3 mm, index lomu je 1,5, proto je rozdíl optických drah asi 5 mm. Homodynní detekční metoda využívající Mach-Zehnderův interferometr detekuje délkový posun Braggovy vlnové délky jako interferenční fázový posun, a to následujícím způsobem:

$$1. \quad \Delta\varphi = \frac{2\pi n_{eff}d}{\lambda_{Bragg}^2} \Delta\lambda_{Bragg} \quad (3),$$

kde $\Delta\varphi$ je fázový posun a d je rozdíl optických drah. Výhodou této metody je, že rozlišení měření vlnové délky je menší než u jiných metod. Nejprve se za účelem kalibrace vlivu teploty atd. měří snímač FBG, aniž by byl instalován na pulzním bodě (kalibrační měření). Po kalibračním měření se signál pulzní vlny

měří instalací snímače FBG na pulzní bod. Zachycená vlnová délka prochází Mach-Zehnderovým interferometrem, jehož výstupem jsou tři detektory. Výstupní signál V_n je dán vztahem:

$$V_n = \alpha_n \left(C + \cos \left(\phi(t) + \frac{2\pi(n_{eff} - 1)}{3} \right) \right) \quad (4),$$

Kde α a C představují amplitudu tří signálů a posun signálů. Detektory je převádějí na elektrický signál, který se přes zesilovač převádí na digitální signál pomocí AD převodníku. Fázový úhel se demoduluje aritmetickým obvodem a vypočítá se posun vlnové délky. Rovnice pro výpočet fázového úhlu tří signálů s různými fázemi je vyjádřena rovnicí (5) pomocí trigonometrických funkcí:

$$\tan\phi(t) = \frac{\sqrt{3}(\alpha_3 V_2 - \alpha_2 V_3)}{(\alpha_3 V_2 + \alpha_2 V_3 - 2\alpha_2 \alpha_3 V_1)} \quad (5)$$

Amplitudy a posun se kalibračním měřením upraví na hodnotu 1 a rovnice (5) se transformuje na rovnici (6):

$$\tan\phi(t) = \frac{\sqrt{3}(V_2 - V_3)}{(V_2 + V_3 - 2V_1)} \quad (6)$$

Rovnice (5) se dále transformuje na rovnici (6) pomocí funkce arktangens:

$$\phi(t) = \arctan \frac{\sqrt{3}(V_2 - V_3)}{(V_2 + V_3 - 2V_1)} \quad (7)$$

Technologie FBG byla použita k experimentům ve spolupráci s univerzitou Shinshu a je více popsána v kapitole 5.1.1.

Dechová frekvence je velmi důležitý diagnostický ukazatel, který je v medicíně hojně využíván. V současné době je k dispozici řada spolehlivých a ověřených přístrojů s velkou přesností vyhodnocení, jež se používají právě v nemocnicích, určených k diagnostice pacienta. Mezi tyto metody patří například:

Měření pomocí pneumotachografu

Jedná se o velmi přesnou metodu využívanou převážně jako součást funkčního plicního vyšetření. Podstatou měření je průchod vzduchu trubicí, do které měřená osoba dýchá. Měří se objemový průtok, to jest množství vzduchu, které projde daným průřezem za jednotku času.

Měření pomocí turbíny

Proud vzduchu roztáčí turbínu. Přepočtem z otáček dané turbíny zjišťujeme intenzitu vydechování a integrací pak objem plic.

Měření rozdílem tlaku

Intenzita dýchání (nádech/výdech) způsobuje změnu tlaku. Tato změna je přepočítávána na intenzitu. Princip vychází z Bernouliho rovnice (Venturiho trubice): [35]

$$p_1 + \frac{1}{2}\rho_1 v_1^2 = p_2 + \frac{1}{2}\rho_1 v_2^2 \quad (8),$$

kde p_1 a p_2 je tlak vzduchu, ρ_1 je hustota vzduchu a v_1 a v_2 rychlost proudícího vzduchu.

Měření za pomoci horkého drátku ochlazovaného dechem

V trubici se nachází platinový drátek vyhříváný na definovanou teplotu. Proud vzduchu procházející přes trubici drátek ochlazuje, tím je vyžadován větší proud k udržení definované teploty. Získaný signál je funkcí proudu.

Všechny tyto metody vyžadují účast lékařského personálu, a proto se nehodí pro použití mimo lékařské zařízení například u profesionálních řidičů a podobně. Z tohoto důvodu je pro účely této vědeckovýzkumné práce vybrána metoda měření dechové frekvence za pomoci sledování pohybu hrudníku

Sledování pohybu hrudníku

Pohyb hrudníku při dýchání je základní fyziologická reakce. Této reakce lze využít právě pro sledování frekvence dýchání, a to za pomoci čidel a senzorů, které jsou schopny tento pohyb zaznamenat. Tato čidla navíc lze implementovat přímo do struktury oděvu. Mezi tyto senzory a čidla patří například:

- Akcelerační čidlo
- Vyšitá vodivá dráha pracující na principu změny el. odporu
- Ohybové čidlo
- Potenciometr
- Inerciální poziční senzor

Aby bylo možné ověřit funkčnost, je potřeba použít certifikovaný zdravotnický přístroj. K tomuto účelu je použit pulzní oxymetr M 130. Jedná se o zdravotnický přístroj, který umožňuje nepřetržité a neinvazivní měření nasycení krve kyslíkem (SpO_2) a tepové frekvence pacienta. Přístroj funguje na principu spektrální absorpce redukovaného hemoglobinu a oxyhemoglobinu v červeném a infračerveném světle. Přístroj je jednoduchý na použití: stačí vložit prst do zařízení, nehtem nahoru, a upevnit oxymetr na prst. Naměřené hodnoty, SpO_2 , tep a perfuzní index (PI), přístroj prezentuje číselně i graficky. Zvukový signál upozorní na překročení hraničních hodnot. Přístroj má vysokou přesnost měření ověřenou klinickými studii. [16]

Pulzní oxymetr M 130 má certifikáty TÜV a CE a je schválen Státním ústavem pro kontrolu léčiv – SÚKL. Přístroj lze použít v domácích podmínkách, školách a zdravotnických centrech a jeho pořizovací cena se pohybuje kolem 600 Kč.



Obr. 14 Pulzní oxymetr M 130 [16]

Ze všech dostupných zdrojů je patrné, že se nikdo nezabývá zkoumáním změny dechové frekvence vlivem únavy organismu. V tomto ohledu je tato práce jedinečná. Monitoring dechové frekvence je u všech zkoumaných článků uváděn jen jako součást monitoringu životních funkcí a slouží k posuzování klinického stavu monitorované osoby.

Ve většině případu byly senzory aplikovány buď přímo na pokožku monitorované osoby, nebo do samostatného pásu, který byl následně umístěn na monitorovanou osobu. Žádná ze zkoumaných metod neřeší komfort či diskomfort při dlouhodobém nošení. Z dostupné literatury vyplývá, že se nikdo nezabývá umístěním senzorů přímo do oděvu – i v tomto případě je tato práce jedinečná.

Dalším posuzovaným kritériem byla cena měřicí jednotky a celkové náklady. Ani v tomto případě není celková cena řešena a většina zkoumaných metod přesahuje částku 10 000 Kč. Cena senzorů použitých v této disertační práci nepřesahuje 2000 Kč.

Publikované metody snímání dechové frekvence se hodí spíše pro laboratorní nebo medicínské účely. Textilní senzory vpletené do struktury se sice dají použít v reálném životě (profesionální řidiči, operátoři), řídicí jednotky jsou však příliš velké a nedá se o nich hovořit jako o nositelné elektronice. Proto především kvůli velikosti nelze tyto jednotky uplatnit v reálném provozu.

Z posuzovaných kritérií lze konstatovat, že výzkum zaměřující se na změnu dechové frekvence s nastupující únavou nemá ve světě konkurenci. Kvůli snaze udržet cenu navrženého systému pro monitorování dechové frekvence co nejnižší má velký potenciál pro globální rozšíření a zároveň poskytuje široké možnosti uplatnění v budoucích projektech. Čidla se ve většině případů aplikují na konkrétní místa pomocí pásů, což způsobuje značný diskomfort a vlivem vlhkosti tvořící se v místě dotyku pásu a pokožky mohou vznikat kožní problémy, jako jsou například ekzémy. Z tohoto důvodu jsou v této disertační práci použity senzory, které jsou implementovány přímo do oděvu. Takto umístěné senzory nikterak nenarušují komfort a nezpůsobují nežádoucí pocení. Tato vědeckovýzkumná práce se rovněž zabývá problematikou umístění senzorů do oděvu takovým způsobem, aby nedocházelo k narušení komfortu, ale zároveň aby nebyla ovlivněna funkčnost měřicího systému.

3.1. Tabulkové hodnoty životních funkcí

Srdeční tep

Tep neboli pulz je vyjádření frekvence stahů srdce za jednu minutu. Průměrná tepová frekvence u zdravého jedince je mezi 70–80 úderů za minutu. Rozlišujeme dva základní stavy mimo tento základní rozsah:

- bradykardie – tepová frekvence klesá pod 60 úderů za minutu. Fyziologicky nastává u sportovců a ve spánku. Patologicky může nastat při:
 - akutním infarktu myokardu,
 - zánětu srdečního svalu,
 - zánětu v dutině břišní (slinivka),
 - podchlazení,
 - infekci,
 - otravě nebo předávkování léky (digitalis).

U tohoto stavu může dojít ke kómatu a smrti.

- tachykardie – tepová frekvence je vyšší než 100 úderů za minutu. Fyziologicky nastává při tělesné námaze, emoční nebo vegetativní labilitě. Patologicky může nastat při:
 - akutním infarktu myokardu,
 - akutní nebo chronické srdeční nedostatečnosti,
 - zánětu srdečního svalu nebo osrdečníku,
 - horečce,
 - anémii,
 - šoku (hypovolemie – krvácení),
 - otravě nebo předávkování léky a návykovými látkami (kofein, alkohol).

Tento stav může vést k fibrilaci srdečních komor a smrti organismu [1].

Tepovou frekvenci můžeme měřit několika způsoby, a to buď za pomoci nositelné elektroniky, jako jsou například fitness náramky, chytré hodinky nebo hrudní pásy, nebo za pomoci lékařského vybavení v podobě tonometru.

Krevní tlak

Krevní tlak je jedna z nejdůležitějších životních funkcí, měří se v hodnotách milimetrů rtuťového sloupce (mm Hg) a skládá se ze dvou hodnot:

- systolický tlak – tlak v artériích v momentě systoly (smrštění) srdce. Vyjadřuje tlakovou sílu, kterou je krev pumpována do krevního oběhu.
- diastolický tlak – tlak v artériích v diastole (relaxace) srdce. Vyjadřuje tlakovou sílu, která zůstává v artériích.

Rozdíl mezi systolickým krevním tlakem a diastolickým krevním tlakem se nazývá pulzový tlak. Abnormálně nízký rozdíl mezi těmito dvěma hodnotami (nižší než 25 mm Hg) je projevem šokových stavů. Hodnoty normálního krevního tlaku jsou u systolického méně než 140 mm Hg a u diastolického méně než 90 mm Hg. Hranice mezi normálním a zvýšeným tlakem je definována jako hodnota, nad níž vzniká riziko zdravotního poškození [1], [11].

Celkem existují tři stavy poruch vysokého krevního tlaku:

- mírná hypertenze
 - Systolický krevní tlak je v hodnotách 140–180 mm Hg.
 - Diastolický krevní tlak je v hodnotách 90–105 mm Hg.
- závažná hypertenze
 - Systolický krevní tlak je větší než 180 mm Hg.
 - Diastolický krevní tlak je větší než 105 mm Hg.
- maligní hypertenze
 - Systolický krevní tlak je i 250 mm Hg.
 - Diastolický krevní tlak překročí 130 mm Hg.

Maligní hypertenze může trvat i několik dní a vyžaduje okamžitou léčbu. Může dojít k poškození cév v ledvinách, očích nebo v mozku. Rychlé odhalení je u tohoto stavu zásadní. U nízkého krevního tlaku mohou hodnoty systolického tlaku klesnout pod 90 mm Hg a diastolického tlaku pod 60 mm Hg, což může vést ke kolapsu organismu [12].

Krevní tlak obvykle měříme pomocí lékařského tonometru při asistenci lékařského personálu. Existují i domácí měřiče krevního tlaku, ale ty fungují pouze pro orientaci a naměřená hodnota by měla být vždy konzultována s lékařem.

Srdeční tep a krevní tlak do značné míry ovlivňují celkovou únavu organismu včetně frekvence dýchání. Z tohoto důvodu je potřeba tyto parametry monitorovat a správně vyhodnocovat.

Dechová frekvence

Při závažnějších onemocněních nebo tehdy, pokud je zapotřebí stav pacienta přesněji sledovat (např. po některých zákrocích a operacích, po podání léků ovlivňujících krevní tlak, tepovou frekvenci nebo dechovou činnost), je vhodné průběžně monitorovat životní (vitální) funkce. Monitorování umožňuje ošetrovatelskému personálu bezprostředně reagovat na případné změny či poruchy životních funkcí, a zabránit tak ohrožení života nebo zhoršení zdravotního stavu.

Obvykle jsou monitorovány EKG a krevní tlak neinvazivním způsobem (manžetou na paži), případně nasycením krve kyslíkem (obsah kyslíku v kapilární krvi). V naléhavých situacích a při závažném ohrožení zdravotního stavu a života lze přímo měřit krevní tlak v tepenném a žilním řečišti, případně další parametry.

Dýchání patří mezi základní fyziologické funkce.[1] Faktory ovlivňující dýchání jsou například věk, tělesná aktivita, nadmořská výška a další, dokonce i stres. Dýchání lze hodnotit na základě pravidelnosti, charakteru, hloubky a frekvence. Tato vědeckovýzkumná práce je založena na měření dechové frekvence. Dechová frekvence se dá rozdělit do čtyř kategorií:

1. eupnoe — klidové dýchání okolo 17/min
2. tachypnoe — zrychlené dýchání nad 25/min
3. bradypnoe — zpomalené dýchání pod 15/min
4. apnoe — zástava dechu

Dechová frekvence f a dechový objem V_r jsou závislé na věku a velikosti jedince. V klidovém stavu platí:

Tabulka 1 Tabulkové hodnoty dechové frekvence podle věku

Věk	Dechová frekvence (počet/ min)	V_E (ml)
Novorozenec	40–50	20-35
Kojenec	30–40	40-100
Batole	20–30	150-200
Školní věk	16–20	300-400
Mladiství	14–16	300-500
Dospělí	10–14	500-1000

Dechová frekvence je do velké míry ovlivněna i předměty, jež zakrývají dechové cesty, například roušky, respirátory a podobně. Tyto předměty snižují efektivitu dýchání a množství kyslíku, které se dostává do organismu. Aby tělo tento deficit kyslíku vyrovnalo, zvyšuje se frekvence dýchání.

Přímé metody měření dechové frekvence nejsou moc rozšířené a objevují se pouze jako specializované součásti výbavy, například v podobě monitorovacího trička Hexoskin. Tyto měřiče jsou ovšem extrémně drahé a přesnost měření je poměrně nízká. Další možností monitorování dechu je monitorovací podložka od firmy Jablotron. Tato podložka se používá převážně pro monitorování kojenců, a proto není cílem této disertační práce.

Mimo komerčně dostupné produkty, které spadají do kategorie nositelné elektroniky, existují i systémy, které jsou integrovány do vozidla. Tyto systémy jsou většinou velmi drahé a ve většině případů se vyskytují jako volitelné vybavení.

DAC – Driver Alert Control

Systém rozpozná únavu na základě vyhodnocování pohybů volantu. Běžně řidič volantem pohybuje plynule a nepřetržitě, zatímco v případě únavy ho začíná držet křečovitě, což se následně na jeho pohybu projeví tím, že s ním pohybuje krátkými sekanými pohyby. Systém kombinuje výsledky z analýzy pohybu volantu s denní dobou a dobou trvání jízdy. Když dojde k závěru, že by si řidič měl dát přestávku, varuje ho akustickým signálem a zobrazením výstrahy na displeji. [19]



Obr. 15 DAC [19]

Princip fungování

Systém analyzuje chování řidiče v době prvních patnácti minut jízdy. Zaměřuje se především na způsob ovládání volantu. Na základě zkušenosti lze detekovat rozdíly v zásazích do řízení u unaveného a neunaveného řidiče. Unavený řidič se opakovaně dopouští nechtěných zásahů, řídí strnule, rychlé zásahy jsou provedeny s velkou amplitudou. Monitorováním chování řidiče systém automaticky vyhodnocuje míru jeho únavy, a pokud vyhodnotí, že je řidič unaven, vizuálním či auditivním signálem mu doporučí, aby si udělal pauzu.

Problémy měření únavy

Systém není schopen spolehlivě vyhodnotit míru vyčerpání řidiče, pokud řidič během jízdy zastaví a vypne zapalování, pokud řidič zastaví, odepne bezpečnostní pás a otevře dveře anebo pokud řidič zastaví na dobu delší než patnáct minut. Systém může řidiče chybně upozorňovat na únavu, pokud výrazně změní styl řízení. To může nastat například v situaci, kdy řidič po delší jízdě po dálnici sjede na komunikaci nižší třídy, kde je nucen častěji manévrovat volantem, dále při sportovním stylu jízdy, za nepříznivých klimatických podmínek a při špatném stavu vozovky.

Mezi možná rizika tohoto systému patří:

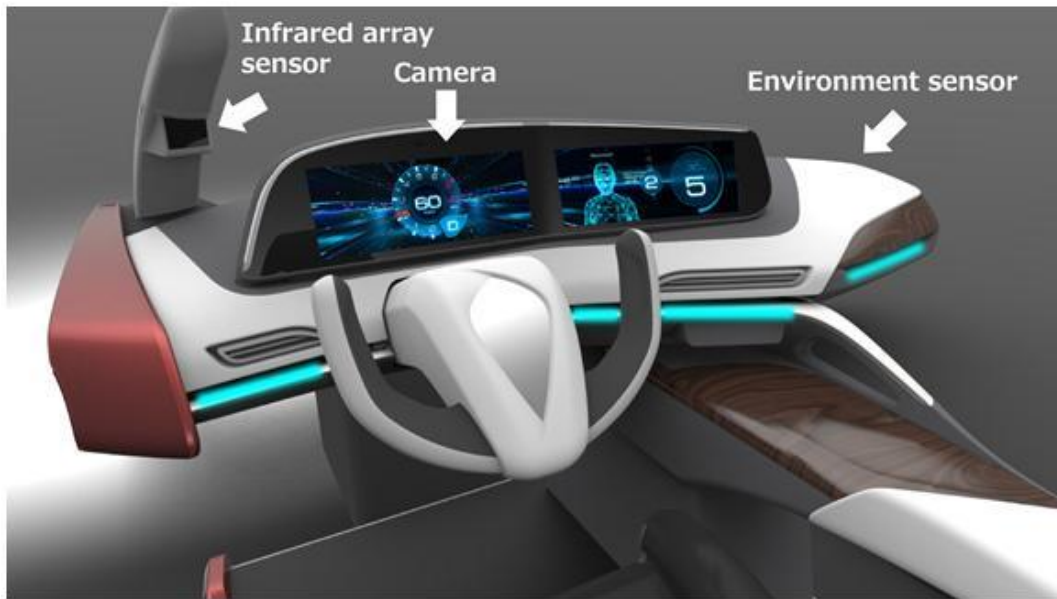
- Někdy systém řidiče upozorňuje na únavu, i když unaveni nejsou.
- Někdy systém řidiče na únavu neupozorní, ačkoli jsou velmi unaveni.

DÚŘ – Detekce únavy řidič

Společnost Panasonic vyvinula speciální AI (umělou inteligenci) která pomocí kamer a dalších čidel rozpoznává únavu řidiče. Zatímco ostatní automobilky a společnosti se zaměřují na monitorování směru jízdy vozidla a náhlé změny směru, Panasonic se zaměřuje na monitorování samotného řidiče. [20]

Systém je rozdělen na tři části

1. První část systému spoléhá na klasickou kameru a monitorování tváře. Předně jde o míru a délku mrkání. Unavený člověk totiž mívá lehce přivřené oči a mrknutí jsou delší a méně výrazná než u běžného mrkání čilého člověka (to bývá výrazné a krátké). Systém umělé inteligence vyhodnocuje i dalších 1800 parametrů včetně výrazu tváře.
2. Druhá část se pak věnuje tepelným ztrátám lidského těla. Protože lidé při stejné venkovní teplotě bývají různě oblečeni a je jim různě teplo, nelze míru únavy odhadovat od teploty vzduchu v autě (zima a více světla obecně přispívají k čilosti). Lidé sice bývají unaveni, když jim je teplo, ale to jim může být i tehdy, když je v autě zima a jsou navlečeni. Teplota vzduchu v autě tedy není zdaleka směrodatná. Panasonic proto využívá bezkontaktní teploměr Grid-EYE a senzor okolního jasu. Díky tomuto měří tepelné ztráty lidského těla během časového intervalu a tato hodnota podle výzkumu na Chiba University souvisí právě s mírou únavy.
3. Třetí díl systému využívá předchozí a na základě vyhodnoceného stavu únavy upravuje s využitím klimatizace teplotu v autě a míru foukání tak, aby člověku nebylo teplo, ale zároveň jej nechce vystavit diskomfortu příliš nízkou teplotou. Jinak řečeno, měří jeho „pocit chladu“, snaží se v autě udržovat optimální nastavení teploty a cirkulace vzduchu, aby se řidič cítil co nejdéle opravdu svěží. Pro každého řidiče tak může ve stejných podmínkách nastavit různé teploty podle toho, jak je citlivý na chlad.



Obr. 16 Soustava čidel [20]

Hlavní nevýhodou tohoto systému je jeho značná komplikovanost a vysoká pořizovací cena. Tento systém je prozatím ve fázi vývoje a jedná se pouze o primární koncept.

Shrnutí výstupů řešerše

Měření životních funkcí, především pak dechové frekvence, je důležité především pro včasné varování před příchodem únavy a mikrospánku, které je z velké míry zodpovědné za tragické nehody. Systémy pro měření životních funkcí jsou k dispozici v mnoha provedeních, ale díky vysoké pořizovací ceně a nízké efektivitě jsou málo rozšířené anebo nejsou natolik spolehlivé, aby plnily svoji funkci včasného varování. Převážná část prováděného výzkumu jak v České republice, tak i ve světě je převážně zaměřena na měření životních funkcí, jako jsou například krevní tlak nebo tepová frekvence. Je-li obsahem výzkumu i dechová frekvence, tak pouze jako informativní údaj. Většina použitých metod pro měření dechové frekvence je součástí složitější soustavy senzorů, které svojí pořizovací cenou přesahují hranici použitelnosti v reálném provozu. Metody použité pro měření dechové frekvence se hodí převážně pro medicínské účely, a to zejména kvůli velikosti řídicí jednotky a nízké spolehlivosti. Zkoumáním změny dechové frekvence s nástupem únavy se v České republice ani ve světě nikdo nezabývá, což z této práce dělá unikátní výzkum. Jedním z cílů této vědeckovýzkumné práce je navrhnout levný, přesný a spolehlivý systém měření dechové frekvence, který díky svým malým rozměrům bude vhodný pro aplikaci do oděvu jako nositelná elektronika k vytvoření smart oděvu.

4. Návrh řešení

Na základě získaných informací je pro optimální návrh vlastního řešení této problematiky nutné definovat, co je to vlastně únava a mikrospánek.

Podle odborné literatury se dá mikrospánek definovat jako krátký fragment spánku trvající mezi 10 až 15 vteřinami, který se často vyskytuje během stavu snížené bdělosti nebo ospalosti. Mikrospánek je většinou charakterizován zpomalením srdeční frekvence, přičemž se tento stav dá zachytit na elektroencefalogramu (EEG) podobně jako při standardním stavu spánku, a to podle standardních kritérií měření.

Mikrospánek může mít vážné důsledky pro bezpečnost a zdraví, a to hlavně v podobě zvýšeného rizika dopravních nehod a pracovních úrazů. Mikrospánek zpravidla nikdy nepřijde nečekaně. Řidiči před nástupem mikrospánku pociťují zvýšenou únavu a ospalost, mají problémy s koncentrací, oční víčka klesají, dechová frekvence se utlumuje a řidič začíná ztrácet kontakt s realitou. Na vnější podmínky zpravidla reagují zpomaleně a mozek vlivem únavy hůře zpracovává potřebné informace.

Jednou hlavních příčin mikrospánku je nedostatek spánku a obstrukční spánková apnoe (OSA), která se projevuje chrápáním a zástavami dechu během spánku. Rizikovými skupinami jsou zejména řidiči, pracovníci ve směnných službách, studenti a lidé s chronickými zdravotními problémy. Prevence mikrospánku zahrnuje dodržování dostatečné délky a kvality spánku, léčbu spánkových poruch, správnou hygienu spánku a využívání stimulantů, jako je kofein, a to pouze v omezené míře. [9]

Mikrospánek se nejčastěji objevuje mezi 02:00 až 05:00 hodinou ranní, ale může přijít i během dne, a to mezi 13:00 až 15:00 hodinou. Podle německé společnosti Dekra čtyřhodinová jízda bez přestávky prodlužuje reakční časy řidičů o plných 50 procent, současně se dvakrát zvyšuje riziko účasti na dopravní nehodě. Po šestihodinové jízdě bez přestávky je riziko nehody vyšší až osmkrát. Podle britského ministerstva dopravy je až 20 % všech nehod způsobeno právě únavou a mikrospánkem. [23]

Podle experimentu publikovaného v časopise Chest skupina vědců zjistila, že únava během řízení je nebezpečnější než opilost.

Mikrospánek je obtížné detekovat a měřit, protože se často nedává do souvislosti se subjektivním pocitem ospalosti. Běžně používaným testem pro hodnocení bdělosti je test udržení bdělosti (MWT), který spočívá v tom, že subjekt sedí na židli v tmavé místnosti a snaží se zůstat vzhůru po dobu 40 minut. Během testu se zaznamenává EEG a elektrookulogram¹ (EOG) [10] a vyhodnocuje se podle standardních kritérií spánku. Mikrospánek se však v MWT často nezohledňuje proto, že neexistují ustálená kritéria pro jeho skórování, a také proto, že je to pracné. Nedávné studie ukázaly, že je možné automaticky detekovat mikrospánek pomocí strojového učení, tedy pomocí hlubokého učení založeného na surových datech EEG a EOG jako vstupu. Tyto algoritmy vykazovaly dobrou výkonnost blížkou lidským expertům. Detekce mikrospánku a bdělosti se ukázala jako velmi dobrá.

Mikrospánek je tedy důležitým ukazatelem ospalosti, který má závažné zdravotní důsledky a představuje značné riziko pracovního selhání. Je potřeba dalšího výzkumu, který by umožnil lepší pochopení mechanismů, příčin a následků mikrospánku a který by navrhl účinné strategie pro jeho prevenci a léčbu.

¹ Diagnostická metoda pro sledování pohybu očních bulv.

Komerčně dostupné produkty určené k monitoringu životních funkcí nejsou vhodné pro použití k detekci únavy a mikrosnátku.

Cílem práce je tedy navrhnout systém pro monitorování dechové frekvence za účelem detekce únavy. Navržený systém pro monitorování dechové frekvence musí být levnější, spolehlivější, přesnější, s možností snadné údržby a nesmí nikterak narušovat komfort nošení. Na základě provedené rešerše bylo proto stanoveno několik metod, jak dechovou frekvenci měřit.

5. Experimentální část

Experimentální část se skládá z několika kategorií, které na sebe navazují, a to v následujícím rozložení:

- vytipování vhodného čidla
- vytipování vhodného umístění čidla
- testování v laboratorních podmínkách
- testování v reálných podmínkách
- stanovení optimálního vyhodnocení dat
- návrh systému včasného varování

5.1. Vytipování vhodného čidla pro monitorování dechu

Čidla pro monitorování dechové frekvence musí splňovat tyto požadované parametry:

- malé rozměry,
- vysoká spolehlivost,
- možnost zabudování do první vrstvy oděvu,
- možnost údržby,
- vysoká přesnost měření,
- nízká cena.

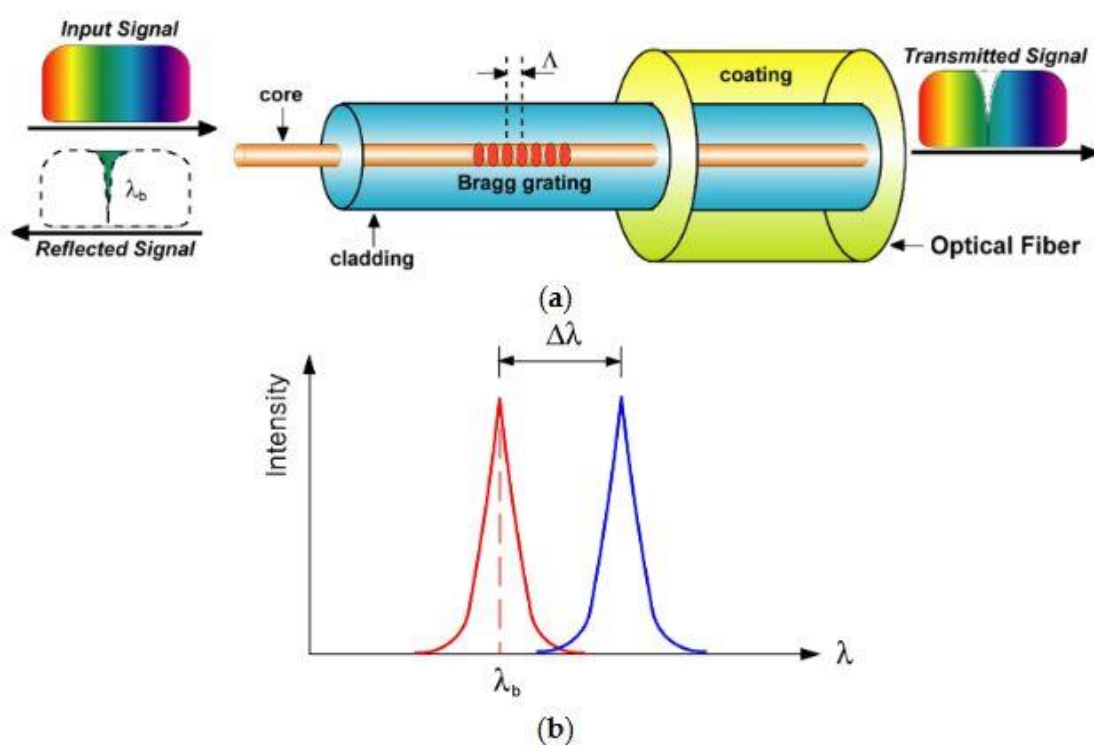
Na základě těchto parametrů byla vytipována tato čidla a metody měření:

- senzor pracující na principu odporového potenciometru - změnou délky mezi dvěma sondami se měří změna odporu vodivého vlákna;
- tříosý akcelerometr měří pohyb senzoru v osách x, y a z a zrychlení v těchto třech osách;
- vodivá vlákna všitá do struktury textilie - při dýchání dochází k roztahování vlákna, a tím ke změně elektrického odporu;
- ohybové čidlo - čidlo se během nádechu lehce prohýbá, a tím se mění jeho odpor, který můžeme následně vyhodnocovat jako dechovou frekvenci.

Na základě provedené rešerše byla jako jedna z možností pro měření životních funkcí a dechové frekvence stanovena technologie FBG senzorů. Tato technologie není ovšem v České republice rozšířena, z toho důvodu byla realizována zahraniční stáž na univerzitě Shinshu v Japonsku, kde ve spolupráci s profesory Ishizawou a Koyamou byla provedena série experimentů založených na měření životních funkcí při dynamickém pohybu a monitoringu dechové frekvence. Experimenty byly konzultovány přímo s autory článku [3],[5] a provedeny za jejich asistence. Experimenty jsou detailněji popsány v kapitole 5.1.1.

5.1.1. FBG senzory

Technologie FBG (Fibre Bragg Grating) je velmi přesná, ale zároveň velmi citlivá na okolní prostředí (otřesy, pohyby). [17] Základním principem technologie FBG je průchod světelného paprsku světlovodivým vláknem. Vláknem je opatřeno Braggovou mřížkou, která má zachytit konkrétní vlnovou délku světelného paprsku a vrátit ho zpátky ke zdroji (Obr. 17).[18]



Obr. 17 Podstata FBG senzoru

Takto odražená vlnová délka se nazývá Braggova vlnová délka.

Vzhledem k tomu, že senzory pracující na bázi technologie FBG nejsou primárně určeny k měření životních funkcí, bylo nutné modifikovat matematické modely pro analýzu naměřených dat.

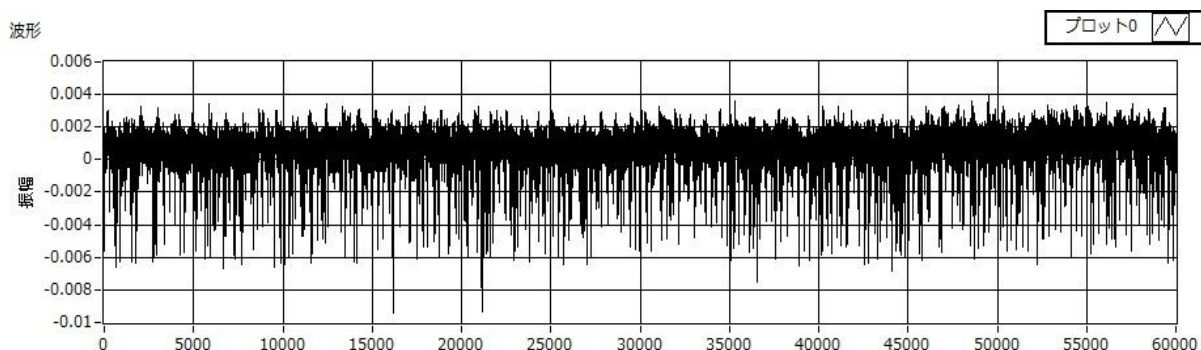
Základní matematická analýza vychází ze vzorce:

$$\lambda = \alpha \frac{R - T}{R + T} + \beta \quad (9),$$

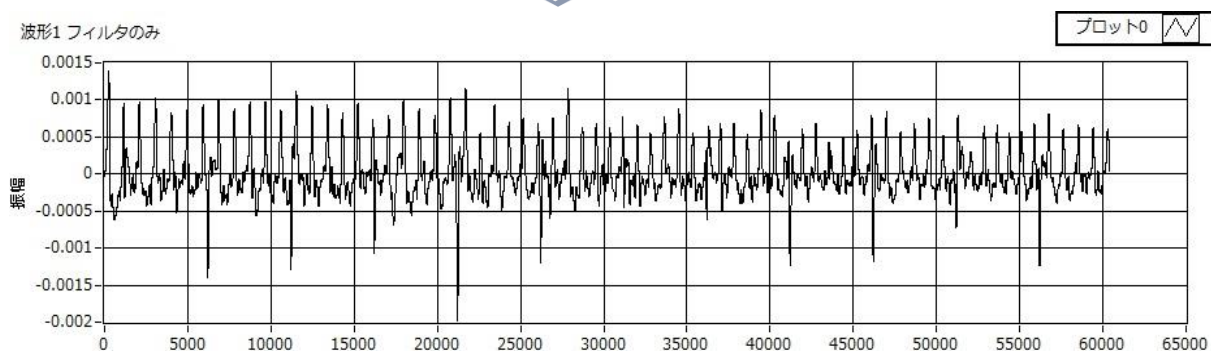
kde α a β jsou konstanty a T a R jsou samotné parametry. T je průchozí hodnota a R je odrazová hodnota. Tento stav ovšem platí pro statické měření, to znamená měření, kde se cílový měřený subjekt nehýbe. Aby tato technologie byla použitelná pro měření životních funkcí za pomoci smart oděvu, je nutné modifikovat stávající vzorec přidáním dynamické hodnoty d . Po úpravě dostaneme vzorec:

$$\lambda = \alpha 2 \frac{R_d - T_d}{R_d + T_d} + \beta \quad (10)$$

Jak bylo popsáno výše, technologie FBG je velmi přesná, ale zároveň i velmi citlivá. Výskyt velkého množství okolního šumu (Obr. 18) vyžaduje dodatečnou filtraci dat.



Obr. 18 Data před odfiltrováním šumu



Obr. 19 Data po odfiltrování šumu

Po odfiltrování šumu dostaneme velmi přesnou křivku zobrazující srdeční aktivitu během dynamického pohybu (Obr. 19).

5.1.1.1. Průběh experimentu

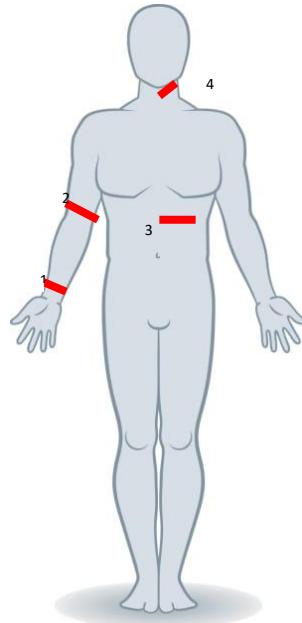
Experiment byl proveden ve spolupráci s univerzitou Shinshu v Japonsku v rámci stáže. Experiment snímání životních funkcí za pomoci FBG senzorů byl rozdělen na dvě části. V první části se lokalizuje ideální pozice senzorů pro co nejpřesnější měření, ale zároveň s ohledem na co nejmenší rušení způsobené pohybem při dynamickém namáhání organismu. Druhá část experimentu je zaměřena na samotný dynamický pohyb a měření životních funkcí při tomto pohybu. Měření životních funkcí při dynamickém pohybu bylo provedeno v 8 dnech, kdy byl testovaný subjekt opakovaně vystaven fyzické zátěži.

Testování proběhlo v klidové pozici, a to na třech probandech. Původně byly vytipovány tři pozice, a to:

- Zápěstí - 1
- Paže - 2
- Hrud' - 3

Jako dodatečná pozice byl otestován i krk - 4.

Na každé pozici bylo provedeno několik měření. Navrhované pozice jsou znázorněny na Obr. 20 Návrh umístění senzorů.



Obr. 20 Návrh umístění senzorů

Zápěstí

Jedná se o základní pozici pro měření FBG senzorem, neboť tato pozice je nejčastěji používána. Většina experimentů prováděných s FBG senzorem je směřována na měření životních funkcí v oblasti zápěstí, jak je znázorněno na Obr. 21.



Obr. 21 FBG senzor umístěný na zápěstí

Paže

Měření v oblasti paže se nejčastěji používá v lékařství, (nemocnice, ordinace), a proto byla tato zóna zvolena jako další k testování umístění senzorů, viz Obr. 22.



Obr. 22 FBG sezor umístěný na paži

Hrud'

Měření v oblasti hrudníku se nejčastěji používá u komerčně dostupných senzorů v podobě Fitnes pásů. Z toho důvodu byla tato oblast vybrána jako vhodná k umístění FBG senzoru.

Krk

Oblast krku byla zvolena jako alternativa k oblasti hrudi. Její použití je čistě teoretické. Umístění senzoru je možné vidět na Obr. 23.

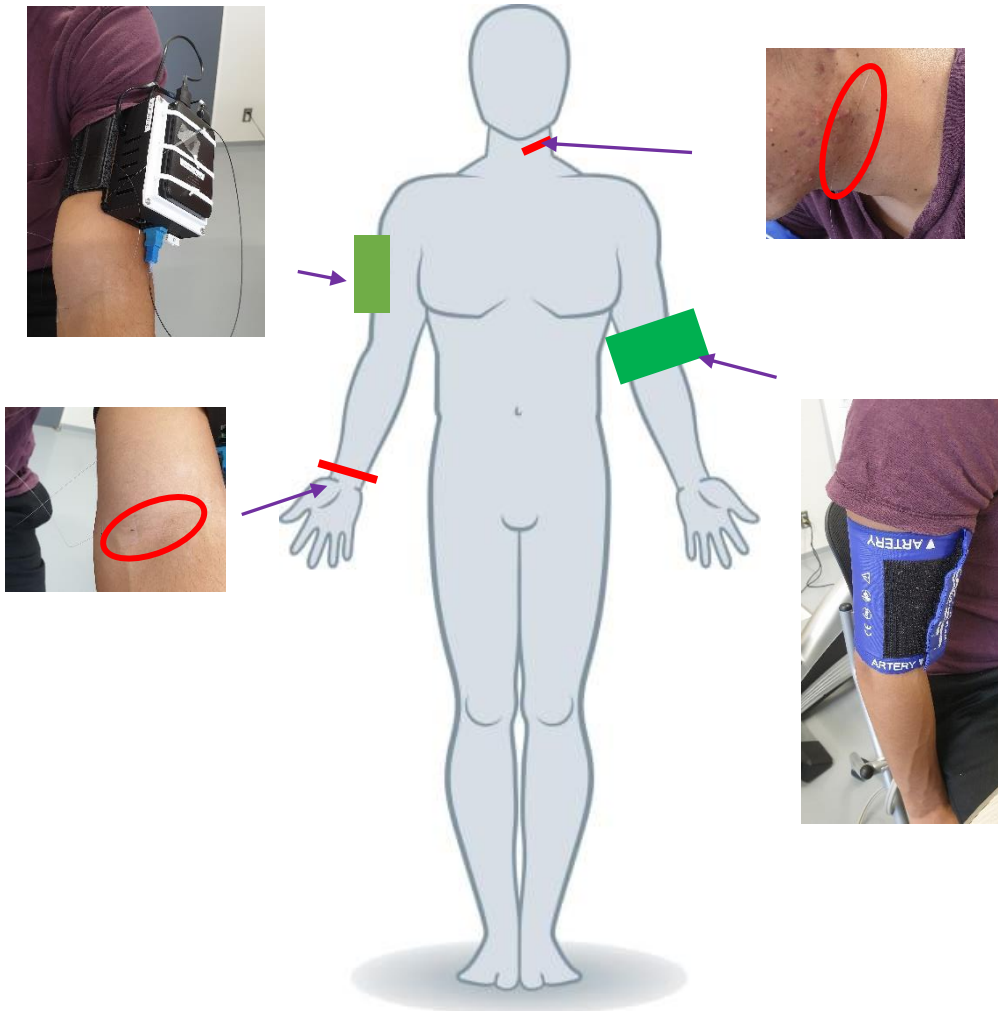


Obr. 23 FBG senzor umístěný na krku

5.1.1.2. Měření životních funkcí při dynamickém pohybu

Experimentální měření životních funkcí při dynamickém pohybu bylo provedeno v 8 dnech, kdy se postupně měnily parametry, jako je například doba šlapání, rychlost šlapání či interval mezi jednotlivými měřeními, ve snaze nalézt ideální nastavení pro tento typ měření.

K experimentu byl použit rotoped Fitness pro Alinco.



Obr. 24 Umístění FBG senzorů na probandovi

Veškerá pořízená data z FBG senzorů bylo nutno vyhodnotit a porovnat s daty získanými běžným monitorovacím zařízením. Vyhodnocení FBG dat je podobné vyhodnocovací metodě použité v první polovině stáže.

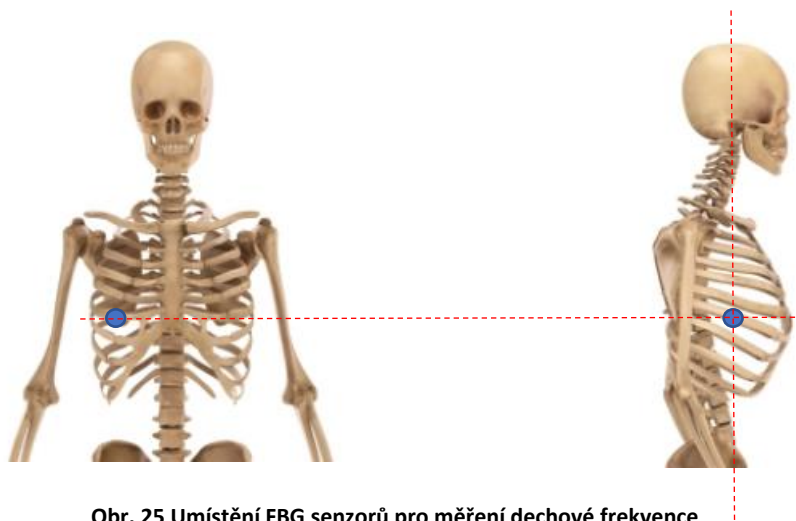
Experiment byl zaměřen na monitorování životních funkcí (tep, tlak) při dynamickém pohybu za pomoci FBG senzorů. Vybraný testovací subjekt disponoval velmi dobrou fyzickou zdatností, což se projevilo i na nashromážděných datech.

Technologie FBG je extrémně přesná, ale díky vysoké citlivosti se nehodí pro měření životních funkcí při dynamickém pohybu, protože data obsahují kromě naměřených hodnot i šum. Elektronické zařízení

pro zajištění optického signálu je navíc velmi objemné a pro nositelnou elektroniku nevhodné. Proto tato varianta nebude použita.

5.1.2. FBG senzory 2 – modifikovaná verze

Ve spolupráci s japonskou univerzitou Shinshu byl navržen a uskutečněn experiment spočívající v měření dechové frekvence za pomoci FBG senzorů. Pro potřeby experimentu měření dechové frekvence za pomoci FBG senzorů byla předělána a upravena metodika měření za pomoci FBG senzorů. Rychlost snímání naměřených dat byla změněna na 1 Hz oproti původnímu 1 kHz, a to z důvodu nutnosti dlouhodobého měření. Dosavadní technologie měření životních funkcí za pomoci FBG senzorů spočívala na principu krátkodobého měření (cca 5 min). K experimentu byl použit stejný typ FBG senzorů jako v kapitole 5.1.1. V tomto případě je ovšem senzor integrován do struktury textilního nosiče. Textilní nosič je v podobě stahovacího pásu umístěn do oblasti hrudníku, a to tak, aby FBG senzor byl přímo proti žeburu.



Obr. 25 Umístění FBG senzorů pro měření dechové frekvence

Celkem bylo naplánováno 5 experimentů, a to v různých fázích únavy.

Sledovaný subjekt je monitorován třemi na sobě nezávislými systémy pro ověření správnosti měření. Experimentálním FBG senzorem, certifikovaným lékařským přístrojem a tlakovými snímači monitorujícími tepovou frekvenci.

5.1.2.1. Průběh experimentu č. 1 - spánek

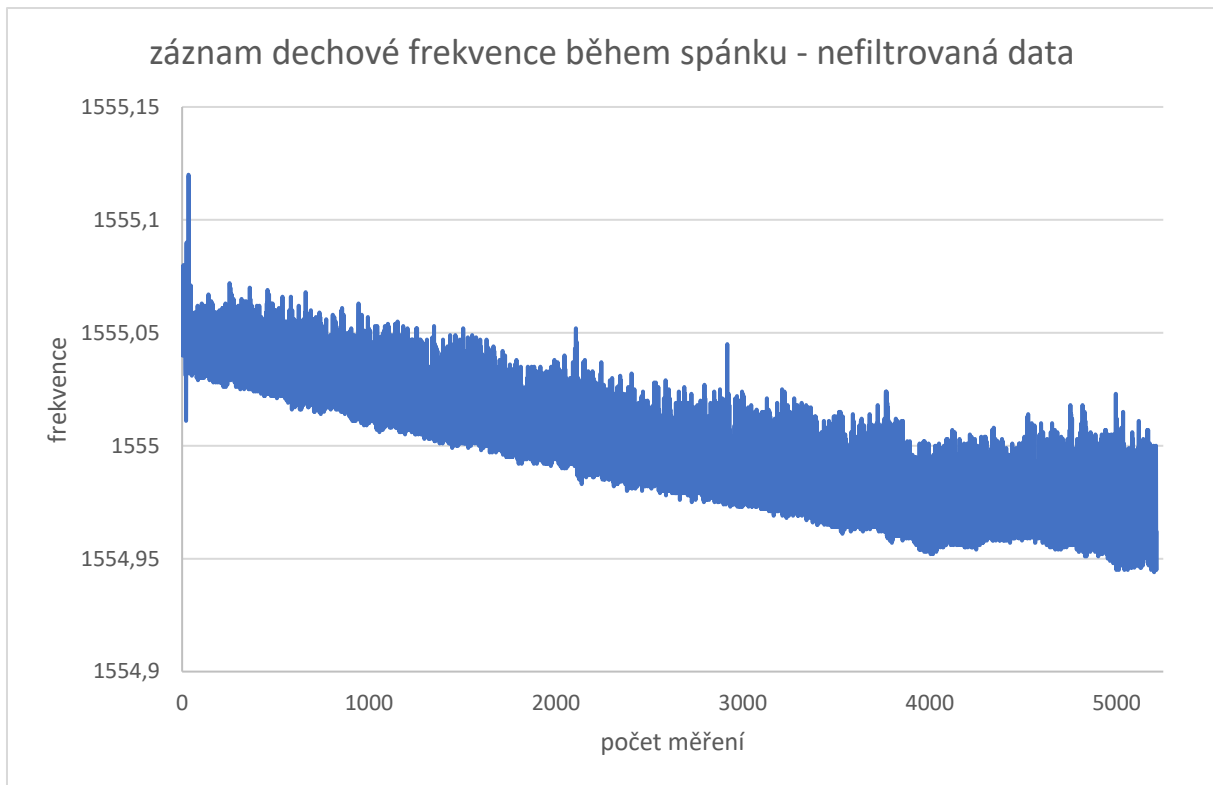
První experiment se zaměřil na sledování dechové frekvence během spánku. Sledovaný subjekt byl umístěn do klidové polohy vleže a bylo mu nařízeno, aby relaxoval až do úplného spánku. Aby bylo docíleno usnutí, byly testovanému subjektu zakryty oči a experiment byl prováděn po obědě, kdy je tělo nejvíce unavené. Načasování experimentu bylo v tomto případě klíčové pro úspěšný test.



Obr. 26 Umístění senzorů na testovacím subjektu

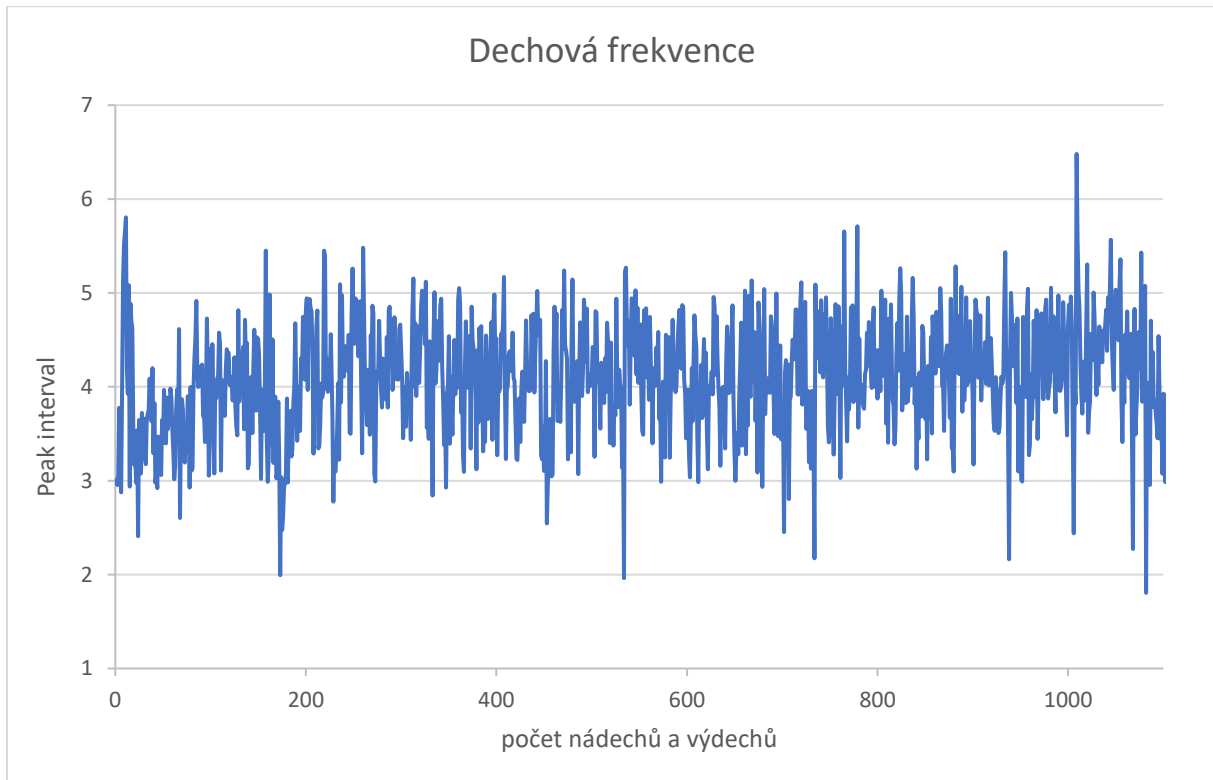
- Tlakové senzory
- FBG senzor
- Certifikovaný lékařský přístroj

Jak je patrné z Obr. 26, na testovacím subjektu jsou umístěny dva tlakové senzory, a to na tepně na zápěstí a na noze, jedno certifikované měřicí zařízení na zápěstní tepně druhé ruky a FBG senzor na hrudníku. Proband upadl do REM fáze spánku zhruba 10 minut po začátku experimentu. REM fáze je slabší fází spánku, která zabírá cca 20–25 % celkové doby spánku. Celková doba experimentu byla 2 hodiny a bylo nasbíráno kolem 5000 dat, což odpovídá 1280 cyklům nádechů a výdechů. Naměřená data je možno vidět na graf 1.



graf 1 Nefiltrovaná data – spánek

Aby bylo možné data analyzovat, je nutné provést filtraci šumu. To je možné vidět na graf 2.



graf 2 Filtrovaná data - spánek

5.1.2.2. Průběh experimentu č.2 – bdělost

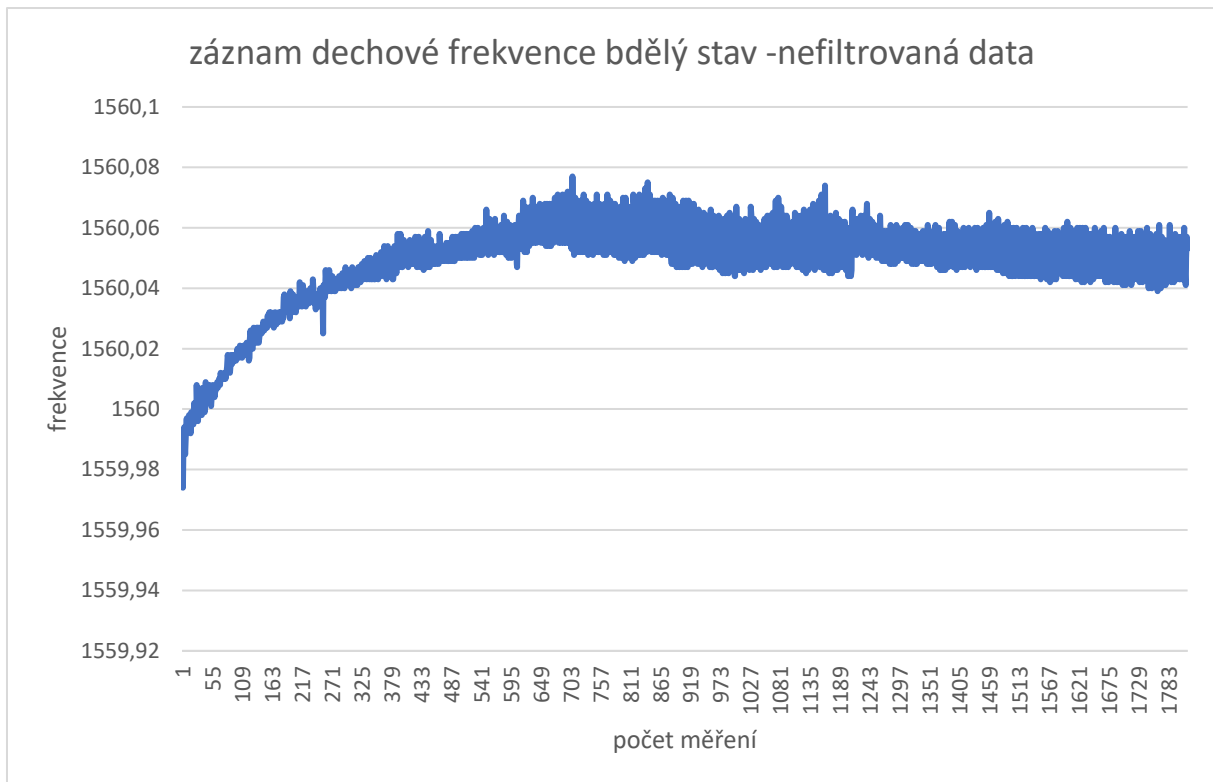
Druhý experiment spočíval v měření dechové frekvence v bdělém stavu. Testovací subjekt v tomto případě seděl na židli. Experiment byl proveden v době, kdy byla u subjektu jistota, že je odpočatý a svěží. Ze zkušenosti z předchozího experimentu byly parametry mírně změněny. Místo nepřetržitého záznamu se nyní experiment nastavil na 3x10. To znamená, že byla provedena tři po sobě jdoucí měření v trvání 10 minut.



Obr. 27 Umístění senzorů – poloha vsedě

- | |
|------------|
| FBG senzor |
|------------|

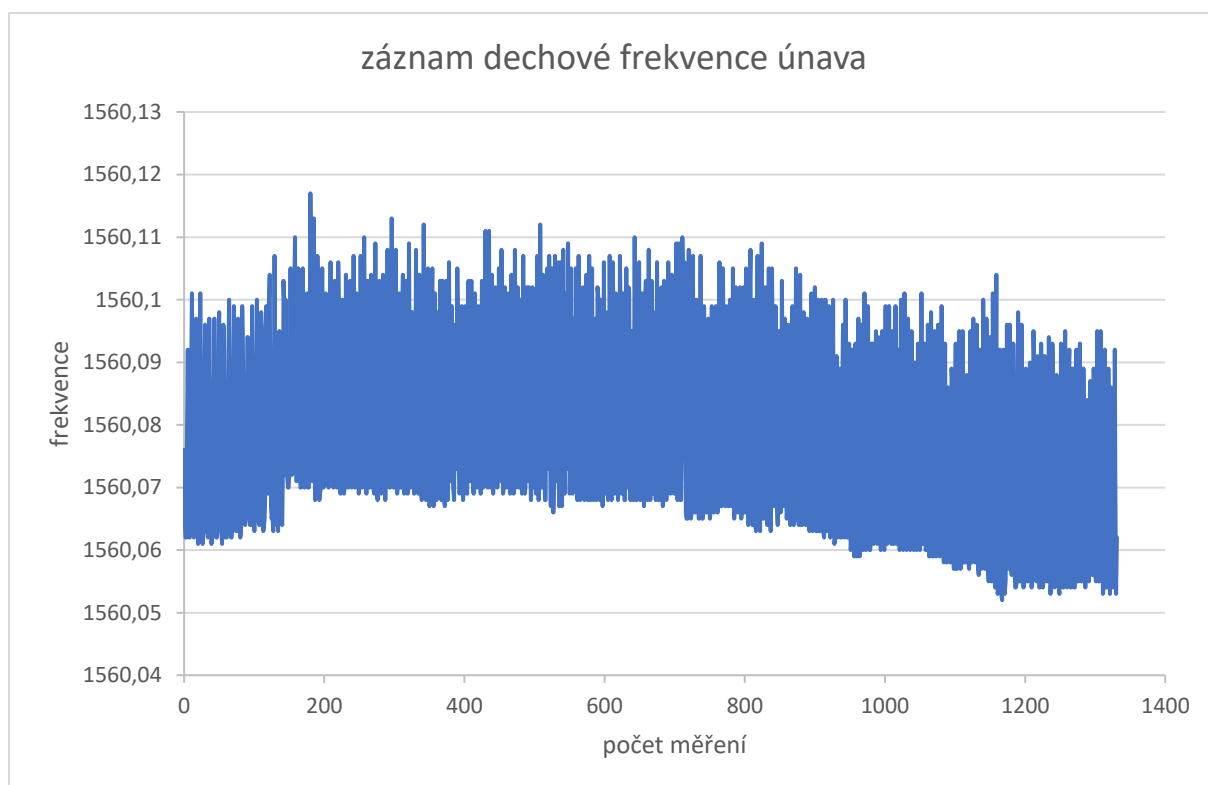
Umístění senzoru je totožné jako v prvním experimentu, ovšem v tomto případě se již přídatné kontrolní senzory nepoužily. Surová data je možné vidět na graf 3.



graf 3 Nefiltrovaná data – bdělý stav

5.1.2.3. Průběh experimentu č. 3 – únava

Třetí experiment se zaměřil na měření dechové frekvence během únavy. Testovaný subjekt opět seděl na židli a parametry měření byly totožné jako u měření v bdělém stavu.



graf 4 Nefiltrovaná data – únava

5.1.2.4. *Analýza dat*

Z naměřených dat, která byla získána z experimentu, je prakticky nemožné cokoliv zjistit, a proto je nutná jejich další analýza. K základní analýze byly použity dvě metody vyhodnocování.

- Analýza pomocí modulu v programu Microsoft Excel
- Analýza pomocí softwaru Matlab

Pro analýzu v obou softwarech byl použit stejný výběr dat.

5.1.2.4.1. *Analýza dat za pomoci programu Microsoft Excel*

K analýze naměřených dat byl použit modul „Analytické nástroje“ v programu Microsoft Excel verze 2019. Výsledky této analýzy poskytuje Tabulka 2.

Tabulka 2 Statistický rozdíl mezi bdělostí a spánkem

<i>Statistický rozdíl mezi spánkem a bdělostí</i>					
<i>bdělost</i>		<i>únava</i>		<i>spánek</i>	
Stř. hodnota	1560,056402	Stř. hodnota	1560,083127	Stř. hodnota	1555,000238
Chyba stř. hodnoty	0,000300307	Chyba stř. hodnoty	0,000595444	Chyba stř. hodnoty	0,000660506
Medián	1560,055	Medián	1560,077	Medián	1554,994
Modus	1560,052	Modus	1560,07	Modus	1554,987
Směr. odchylka	0,007355985	Směr. odchylka	0,014203556	Směr. odchylka	0,016179034
Rozptyl výběru	5,41105E-05	Rozptyl výběru	0,000201741	Rozptyl výběru	0,000261761
Špičatost	-0,893991654	Špičatost	-1,240105451	Špičatost	-0,71710593
Šikmost	0,353599329	Šikmost	0,543020609	Šikmost	0,687710682
Rozdíl max.-min.	0,033	Rozdíl max.-min.	0,051	Rozdíl max.-min.	0,074
Minimum	1560,044	Minimum	1560,066	Minimum	1554,978
Maximum	1560,077	Maximum	1560,117	Maximum	1555,052
Součet	936033,841	Součet	887687,299	Součet	933000,143
Počet	600	Počet	600	Počet	600

Hodnoty změny směrodatné odchylky a rozdílu min.-max. mají stejnou povahu jako provedená analýza v předešlé kapitole. S vyšší hodnotou roste únava. V tomto případě ovšem nelze stanovit mezní hranici mezi bdělým stavem a únavou.

5.1.2.4.2. Analýza dat za pomoci Matlabu

K analýze naměřených dat dechové frekvence byla použita metoda založená na relativizovaném plovoucím průměru. Tato metoda se ukázala jako nejvhodnější pro vyhodnocení zkoumané problematiky. Ukázka zdrojového kódu pro analýzu naměřených dat je zobrazena na Obr. 28.

Relativizovaný plovoucí průměr

```
for i = 1:N
    m(i) = length(value{i});
    mr(i) = length(valuer{i});
end

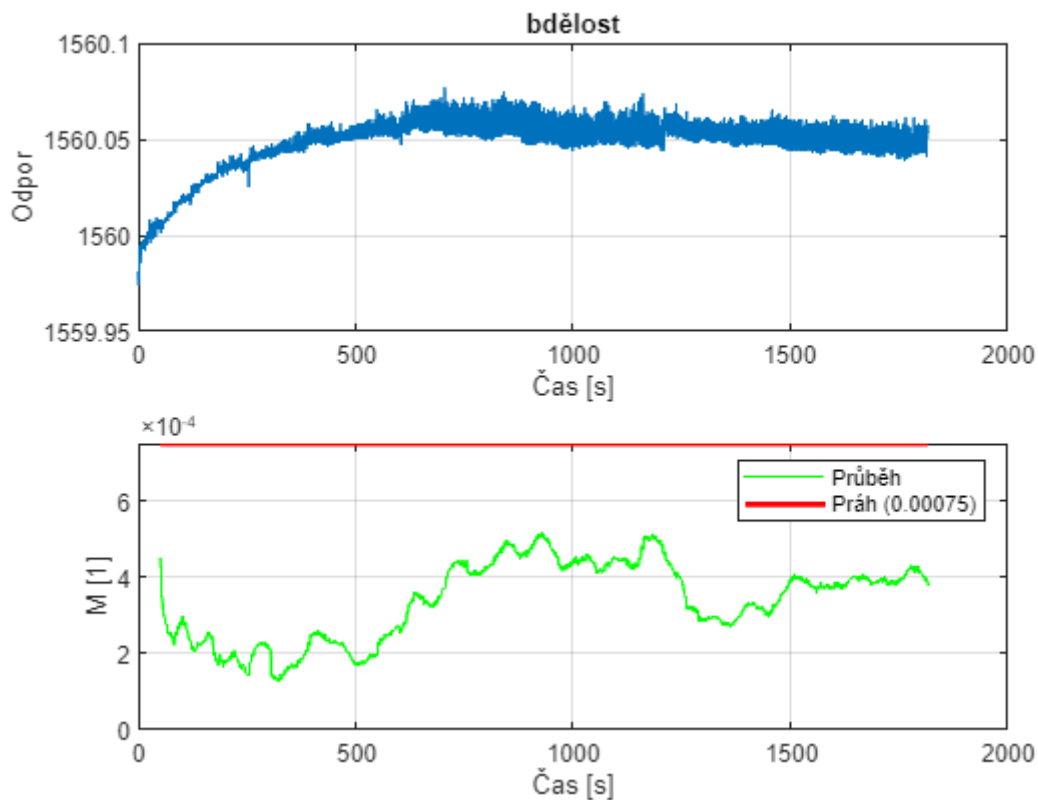
so = 50; % počet vzorků šířky okna
Mp = 0.00075;

for i = 1:N
    for j = 1:m(i)-so
        yw{i}(j) = std(value{i}(j:so+j-1))/mean(value{i}(j:so+j-1))*100;
    end
    yw_max(i)=max(yw{i});
    yw_min(i)=min(yw{i});
end

for i = 1:N
    figure;
    subplot(2,1,1); plot(time{i},value{i}); grid on; zoom on;
    xlabel('Čas [s]'); ylabel('Odpor');
    title(leg{i});
    subplot(2,1,2); plot((1:length(yw{i}))+so,yw{i},'g'); grid on; zoom on;
    line([so, length(yw{i})+so], [Mp, Mp], 'Color', 'r', 'LineWidth', 2);
    xlabel('Čas [s]'); ylabel('M [1]');
    ylim([0 inf]);
    legend('Průběh', ['Práh (' num2str(Mp) ')']);
    saveas(gcf, [leg{i} '.png']);
end
```

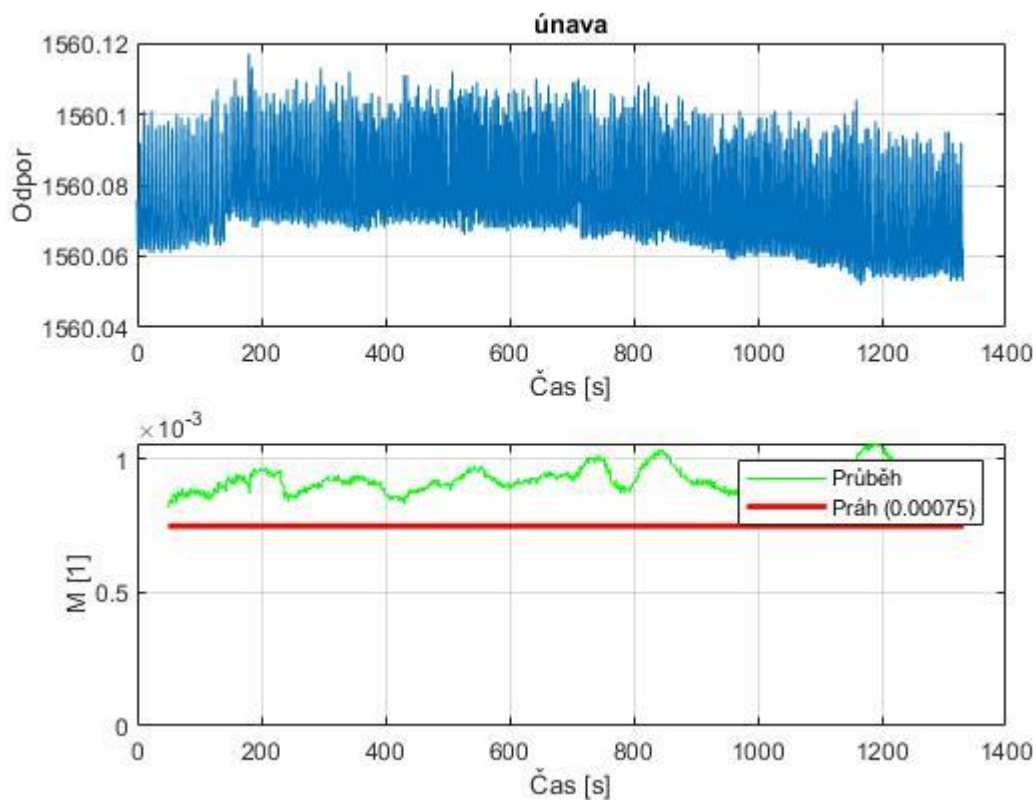
Obr. 28 Zdrojový kód v programu Matlab

Jako mezní kritérium byla stanovena hodnota 0,00075. Na Obr. 29 je vidět průběh dechové frekvence, který se nachází pod stanovenou hranicí 0,00075.



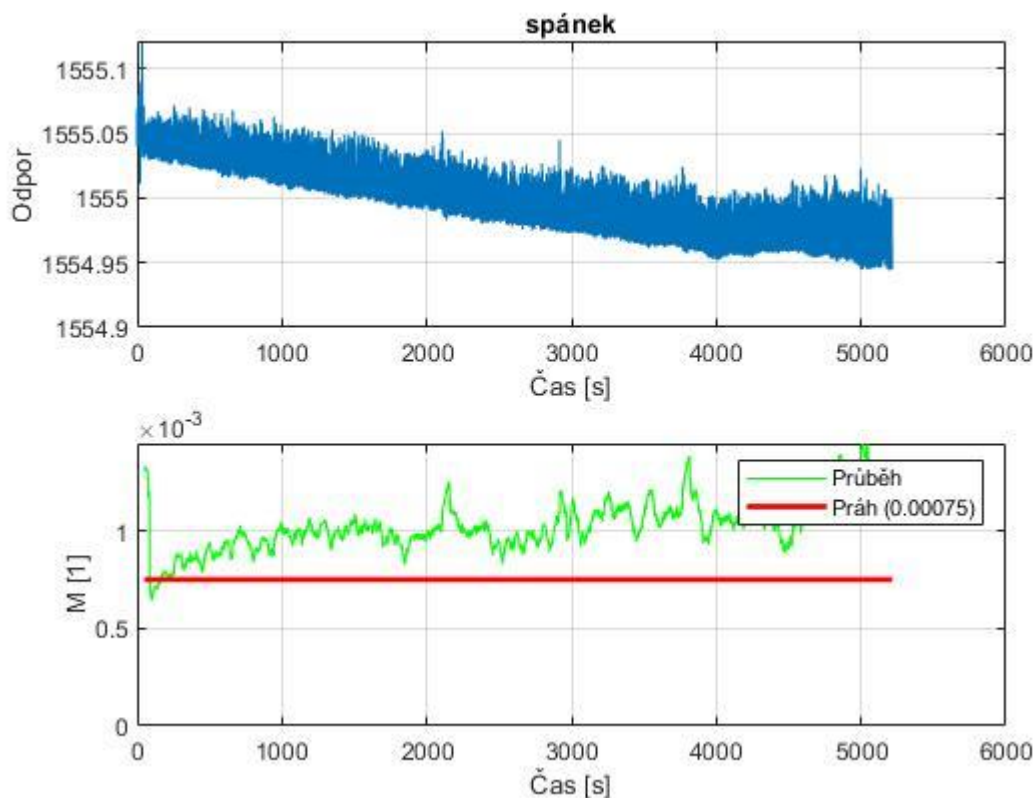
Obr. 29 Analýza dat při bdělém stavu

Čím blíže je naměřený průběh dechové frekvence zvolenému prahu, tím větší je únava a stoupá riziko možné nehody a úrazu. Je nutné stanovit jasnou mez, kdy lze průběh dechové frekvence ještě považovat za bdělý, a kdy už ho musíme kvalifikovat jako únavu. Průběh během únavy je patrný na Obr. 30.



Obr. 30 Analýza dat při únavě

Poslední pozicí pro testování je průběh dechové frekvence během spánku. Tento průběh je možné vidět na Obr. 31. Jak stav únavy, tak stav spánku se nachází nad zvoleným kritériem 0,00075. Vzhledem k tomu, že všechny tři pozice, bdělost, únava i spánek, byly získány řízeným experimentem v laboratorních podmínkách, můžeme tyto výsledky považovat jako referenční a nastavení systému a zvolený práh lze použít při analýze dat u probandů.



Obr. 31 Analýza dat během spánku

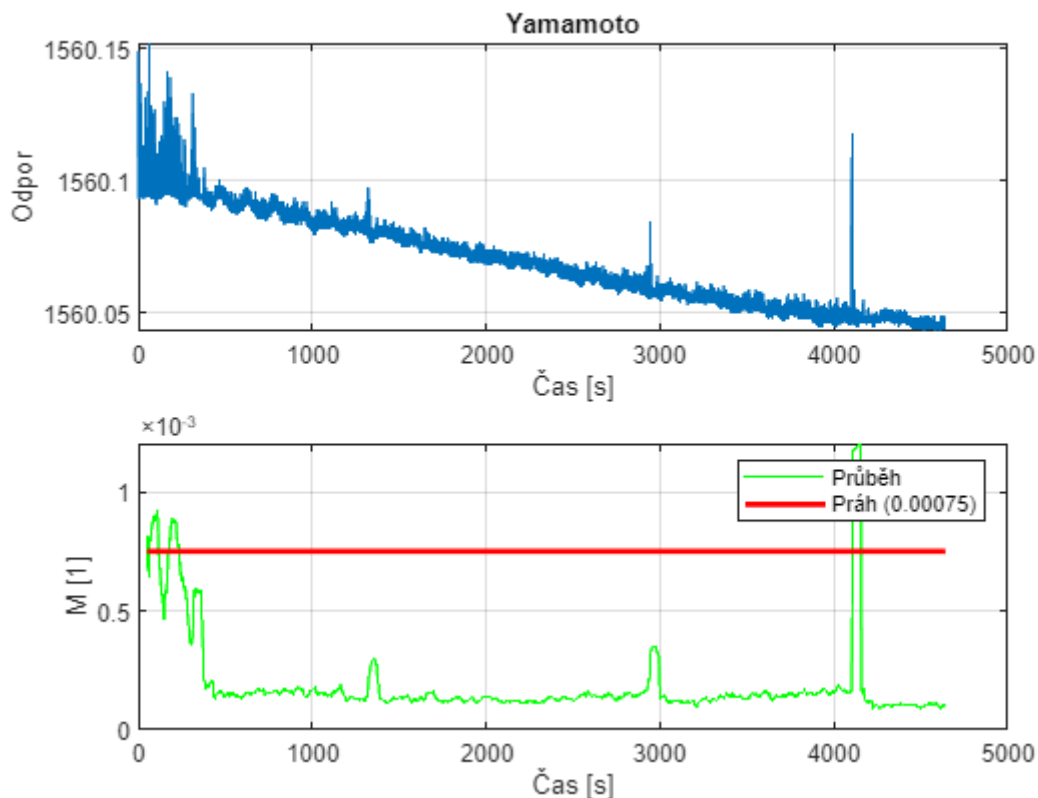
5.1.2.5. Testování na probandech

Experimenty 1 až 3 sloužily především ke sběru kontrolních dat ve třech základních stavech.

- bdělý stav
- únava
- spánek

Další fází experimentu bylo nasbírání dat z větší skupiny probandů a porovnání s kontrolními daty. K tomuto účelu bylo vybráno 6 studentů, na nichž bylo provedeno měření dechové frekvence. Celkem bylo takto získáno zhruba 25 000 dat, která byla následně analyzována a vyhodnocena na základě referenčních měření.

Rozdíl v měření s probandy oproti referenčnímu měření, kdy byla cíleně vybrána doba měření, aby se s maximální jistotou docílilo požadovaného stavu, spočívá v tom, že u měření s probandy je stav náhodný a není předem stanoven. Experiment byl takto nastaven záměrně, a to proto, aby se ověřila metodika analýzy naměřených dat.



Obr. 32 Analýza dat probanda

Na Obr. 32 je vidět záznam měření probanda. Porovnáme-li data z Obr. 32 s referenčními daty, můžeme konstatovat, že proband byl v průběhu měření bdělý a odpočatý.

Záznam analýzy dat ostatních probandů je možné vidět v příloze č. 2.

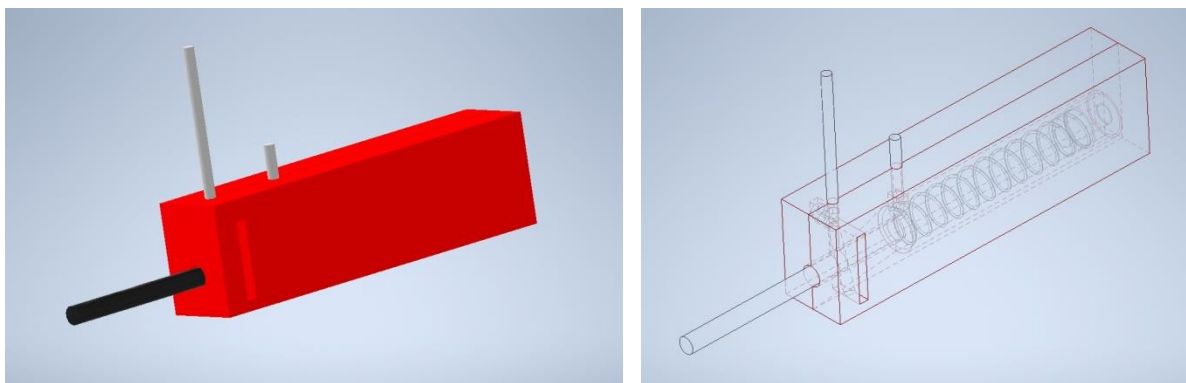
5.1.2.6. Závěr

Měření dechové frekvence za pomoci FBG senzorů je možné, ale vlivem vysoké citlivosti senzorů se nehodí do běžného provozu, například pro profesionální řidiče. Snímací frekvence u FBG senzorů se nedá libovolně nastavovat. FBG senzory umožňují snímat buď 1 Hz nebo 1000 Hz. Takto vysoká snímací frekvence omezuje maximální délku záznamu na 15 minut. Toto omezení je dáno především extrémním množstvím dat, která se zaznamenávají. I přes tato omezení se experimentálně povedlo zaznamenat změnu dechové frekvence při únavě, a proto lze konstatovat že FBG senzory umožňují monitorovat změnu dechové frekvence s nastupující únavou, ale pouze za specifických podmínek. Díky své vysoké citlivosti se FBG senzory hodí převážně pro medicínské účely u pacientů upoutaných na lůžko. Další možné využití těchto senzorů je u volnočasových aktivit, jako je například trénink na rotopedu, popřípadě v posilovně, kde lze zřídit měřicí stanici s operátorem. Z experimentů prováděných na univerzitě Shinshu vyplývá, že FBG senzory i přes svoji velkou citlivost a náchylnost ke snímání okolního ruchu jsou schopny přesně detekovat změny fyziologických hodnot probanda během tréninku. U takto naměřených dat je ale nutné provést dodatečnou filtraci, která slouží právě k odstranění okolního šumu. Tato filtrace je zobrazena na Obr. 19. Většímu rozšíření těchto senzorů

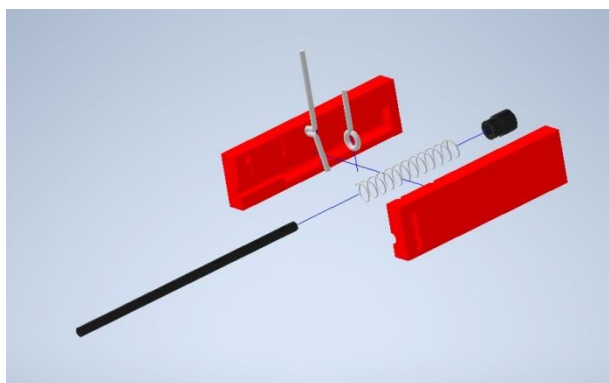
brání pořizovací cena (cca 7000 Kč a víc) a rozměry vyhodnocovací jednotky, které se nehodí pro použití v oděvu jakožto nositelná elektronika.

5.1.3. Senzor pracující na principu odporového potenciometru.

Pomocí dvou sond je měřen odpor R na vodivém vlákně. Vlivem pohybu vlákna dochází ke změně délky měřeného úseku, a tím i ke změně odporu.

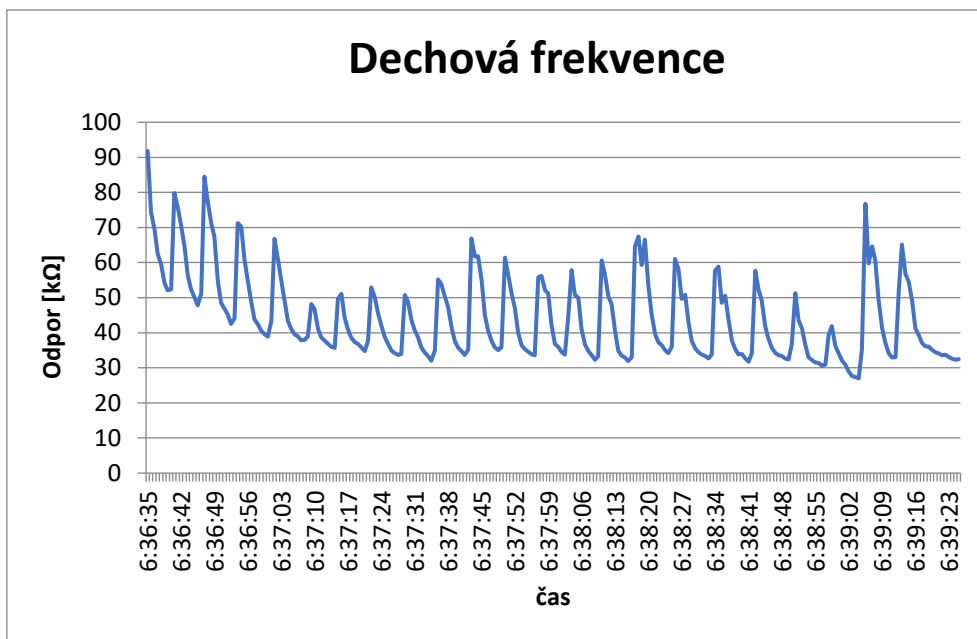


Obr. 33 sestavený model senzoru



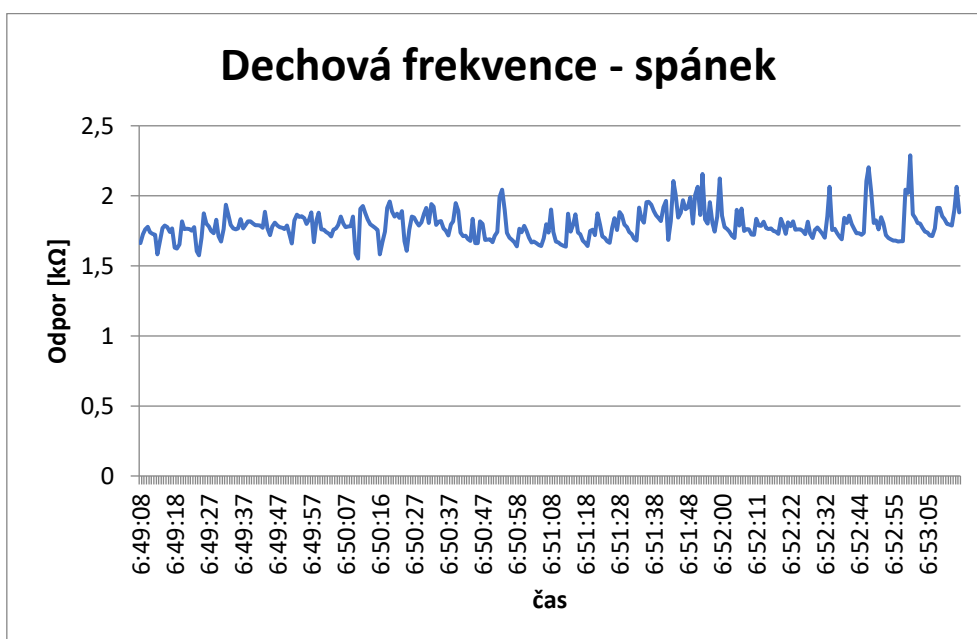
Obr. 34 Rozložený model senzoru

Senzor pracuje na principu potenciometru, to znamená, že vlivem dýchání se pohybuje hrudní koš. Senzor umístěný do oděvu reaguje na tuto změnu změnou odporu vodivé struny. Tato změna odporu nám signalizuje nádech a výdech. Výsledky experimentálního měření zobrazuje graf 5.



graf 5 Záznam dechové frekvence – bdělý stav

K měření byl použit digitální multimetr UNI-T UT71B propojený s počítačem. Přesnost multimetru je deklarována na $\pm 0,4\%$. Naměřená data byla uložena do digitální podoby v počítači a následně vyhodnocena.



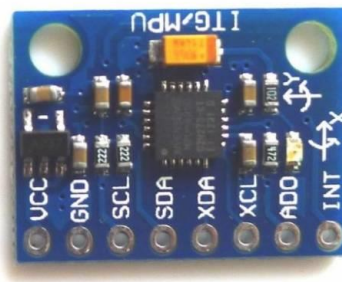
graf 6 Záznam dechové frekvence – spánek

Senzor vykazuje přesné měření a z grafu je možné zřetelně vyčíst frekvenci dýchání testované osoby. Pomocí přidané elektroniky lze vytvořit funkční systém detekce zástavy dýchání, a to jak akustickým, tak i světelným signálem. Rovněž systém umožňuje bezdrátovou komunikaci s dalším zařízením (mobil, notebook).

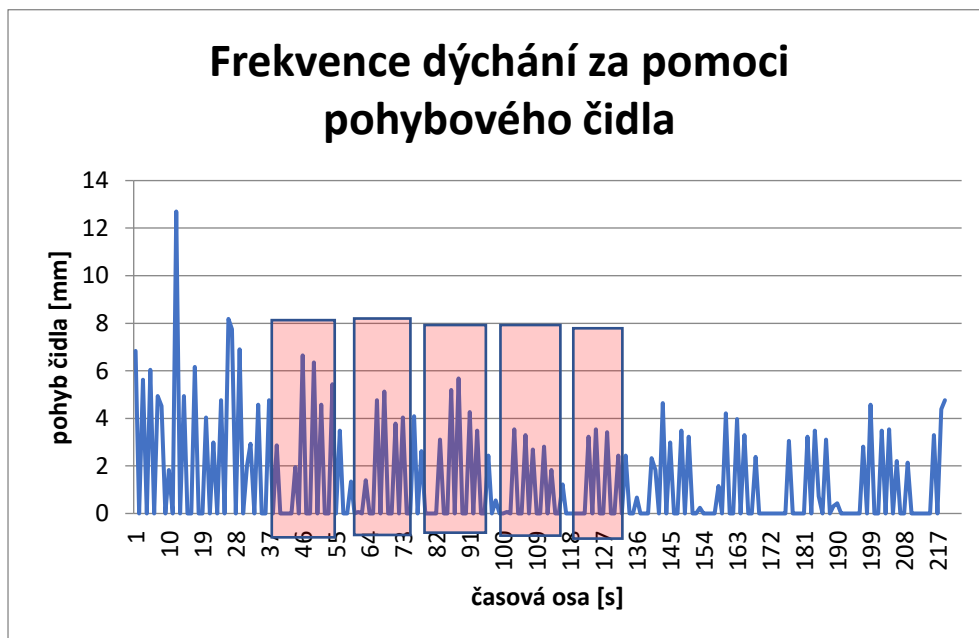
Výhody navrženého systému spočívají v jeho jednoduchosti, spolehlivosti a možnosti snadného vyhodnocení dat.

Nevýhodou tohoto senzoru jsou jeho relativně velké rozměry 47 x 10 x 10 mm. Další nevýhodou je tuhá konstrukce, která může nositele dráždit či negativně ovlivňovat při nošení. To by ale bylo možné částečně odstranit použitím jiných, pružnějších materiálů a změnou designu celé jednotky. Čidlo monitoruje změnu dechové frekvence s vysokou přesností a je schopno detekovat změnu únavy nositele a včas na ni upozornit.

5.1.4. Tříosý akcelerometr



Obr. 35 IIC I2C gyroskop + akcelerometr



graf 7 Záznam dechové frekvence – bdělý stav

Nádech

Senzor díky svým malým rozměrům vyhovoval z hlediska fyziologického komfortu. Rovněž signalizace hlídající zástavu dechu nebo změnu dechové frekvence po přidání nevykazovala žádný problém a celý systém fungoval bezchybně. Díky vysoké citlivosti se ovšem objevovaly šumy, a to v momentě, kdy testovaná osoba začala vykonávat fyzickou aktivitu. Senzor kromě dechové frekvence začal zaznamenávat i pohyby těla.

Výhody senzoru spočívají v jeho přesném měření a schopnosti zaznamenat i malé odchylky od normálu.

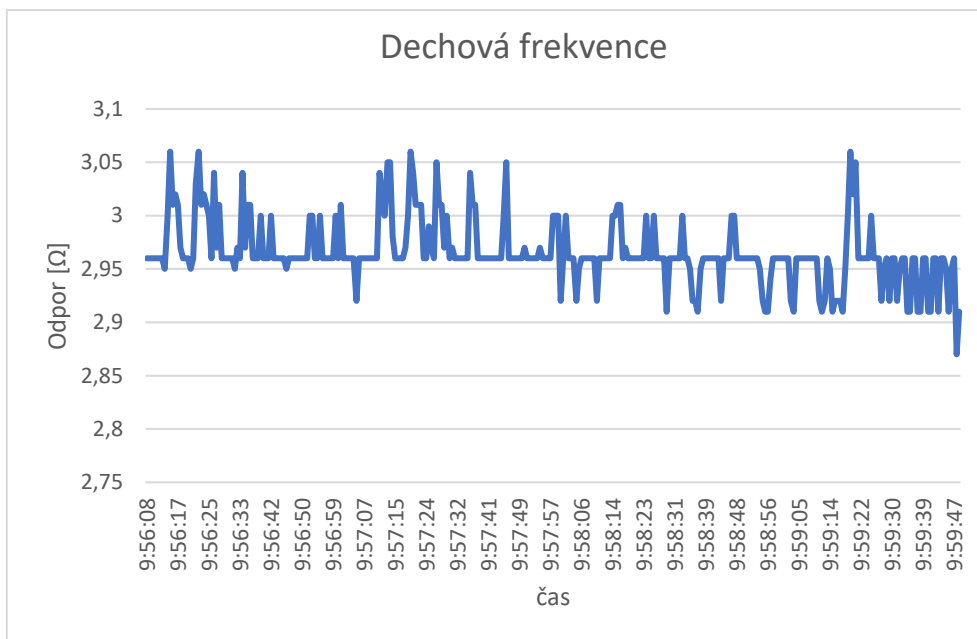
Nevýhodou tohoto senzoru je ovšem jeho velmi vysoká citlivost, což hlavně při pohybu způsobuje vysoké procento šumu. Během spánkového cyklu dochází k zaznamenávání tohoto šumu, a to především vlivem pohybu těla (převalování).

5.1.5. Vodivá vlákna všitá do struktury textilie

Další měřicí senzor pracuje na stejném principu jako verze 1, a to na změně odporu ve vodivé dráze. V tomto případě je ovšem vodivá dráha přímo vyšita do struktury oděvu. Takto vyhotovené čidlo poskytuje nejlepší komfort pro nositele. Senzor je vyšit na triko, a to v oblasti dolní části hrudního koše a horní části břicha. V této poloze dochází k největší změně objemu při dýchání. Na rozdíl od původního návrhu vyhotoveného ve spolupráci se ZČU byla dráha vyšita a byl změněn typ kontaktu. Byly vyhotoveny dva senzory, a to za použití vodivých nití s různým elektrickým odporem.



Obr. 36 Vodivá dráha vyšitá do struktury



graf 8 Záznam dechové frekvence – bdělý stav

Ačkoliv se vodivá dráha vyšíťá do struktury oděvu jeví jako ideální řešení z hlediska komfortu a údržby, naměřená data obsahovala fraktály, které do značné míry zkreslovaly celkový výsledek. Z experimentu bylo zjištěno, že výhodnější je použití vodivé nitě s vyšším elektrickým odporem. Tyto fraktály by bylo možné odstranit použitím jiného typu vodivé nitě, což by mohlo být náplní další vědeckovýzkumné práce.

5.1.6. Dopplerův radar

Radarový snímač MR60BHA1 mmWave 60GHz, zobrazen na Obr. 37, pracuje na principu Dopplerova jevu. Dopplerův jev představuje změnu detekované frekvence vlnění, jsou-li zdroj a detektor ve vzájemném pohybu. Fyzikální podstatou Dopplerova jevu je skládání rychlosti vlnění s rychlostí vzájemného pohybu zdroje a detektoru.



Obr. 37 Radarový snímač MR60BHA1

Jev se uplatňuje pro libovolné vlnění, tedy zejména akustické i elektromagnetické. Poprvé byl popsán Christianem Dopplerem jako posuv spektrálních čar u rotujících dvojhvězd, kde se spektrum hvězdy pohybující se směrem k nám posouvalo směrem k modrému konci a spektrum hvězdy pohybující se od nás k červenému konci spektra. Typickou situací použití v medicíně je stojící pozorovatel, tedy pevně umístěný detektor, a pohybující se zdroj, tedy tkáň odrážející na něj dopadající vlnění. Pro vlnovou délku detekovaného vlnění potom platí:

$$\lambda = \lambda_0 \pm \frac{v_{zdr}}{f_0} \quad (11),$$

kde λ_0 je vlnová délka vlnění, které opouští zdroj, f_0 je původní frekvence tohoto vlnění a v_{zdr} je rychlost zdroje. Kladné nebo záporné znaménko se určuje podle toho, zda se zdroj vzdaluje (+) nebo přibližuje (-). Pro medicínské účely se tento systém používá převážně k zjišťování toku krve. [21]

Podle výrobce je radarový snímač MR60BHA1 mmWave 60GHz schopen detekovat dechovou frekvenci i skrz překážku, jak je znázorněno na Obr. 38. [24]

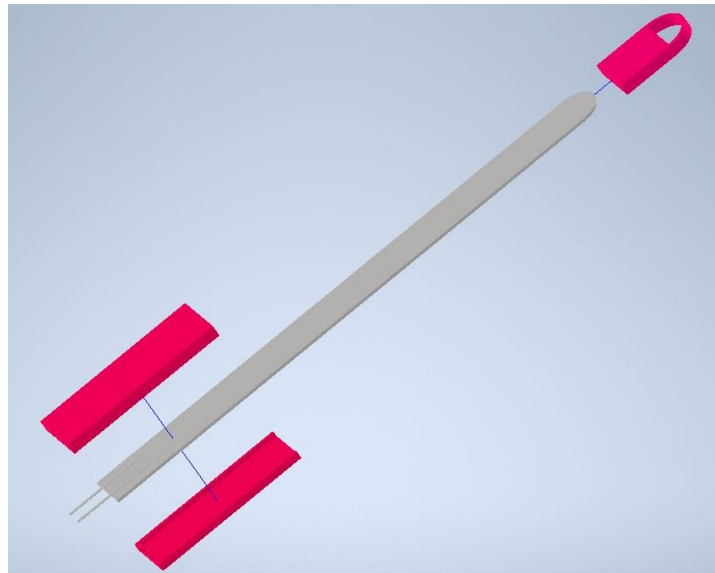


Obr. 38 Schéma umístění snímače

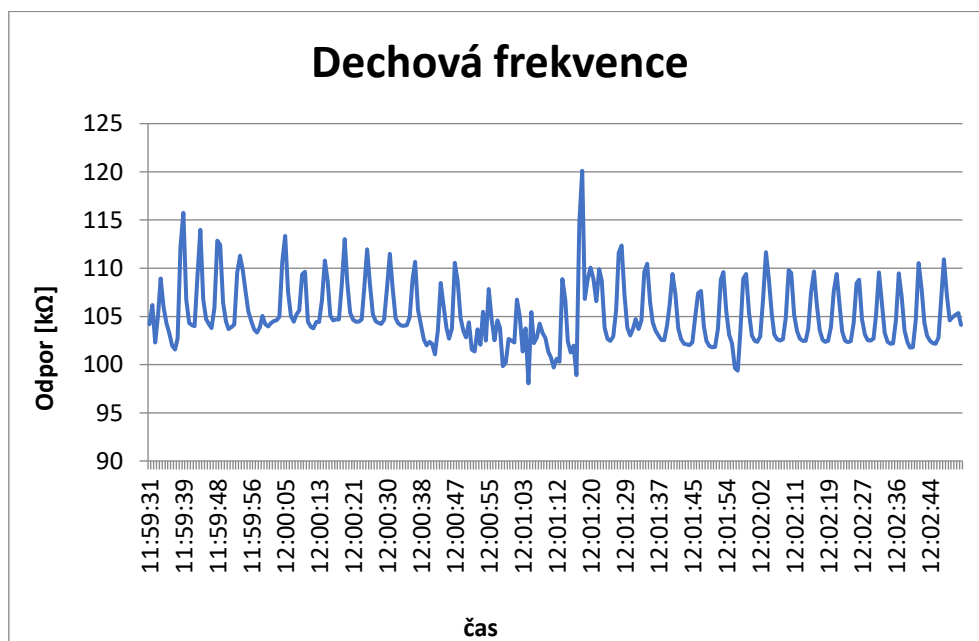
Ačkoliv byl použit přesný postup doporučený výrobcem, nepovedlo se experimentálně naměřit relevantní data pro další analýzu. I když se jedná o zajímavou technologii, pro reálné využití není vhodná.

5.1.7. Ohybové čidlo

Změna elektrického odporu je dána mechanickou deformací senzoru. Vodivá grafitová vrstva je nanесena na podkladovou fólii z polypropylenu. Změna odporu je úměrná ohybu senzoru, to znamená, že čím více se senzor ohne, tím větší bude mít elektrický odpor. Senzor byl vybrán s ohledem na rozměry, na vysokou přesnost měření a snadnou údržbu.



Obr. 39 Ohybové čidlo s ochrannými kryty



graf 9 Záznam dechové frekvence

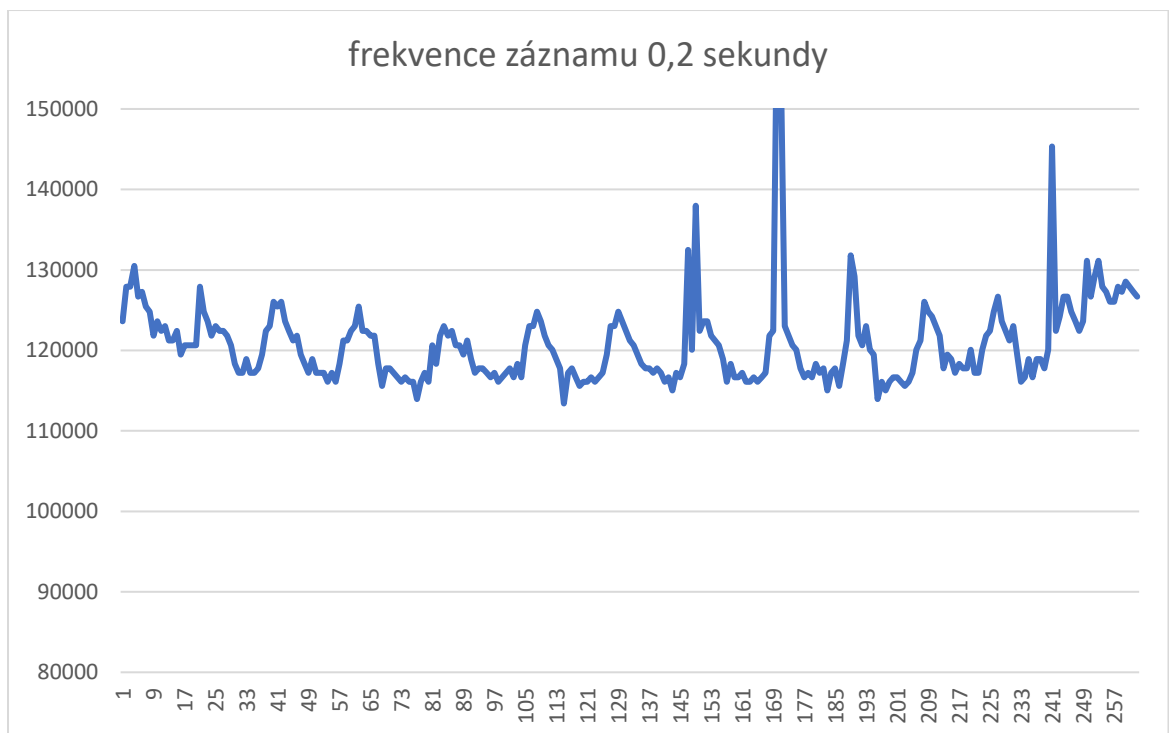
5.2. Monitorování dechové frekvence za pomoci ohybového čidla

Senzor vytvořený za pomoci ohybového čidla se ukázal jako nejlepší řešení ze všech testovaných senzorů. Pro přesné měření je ale nutné i správně kalibrovat řídicí jednotku, a to hlavně z hlediska frekvence snímání dat.

5.2.1. Nastavení frekvence ukládání dat

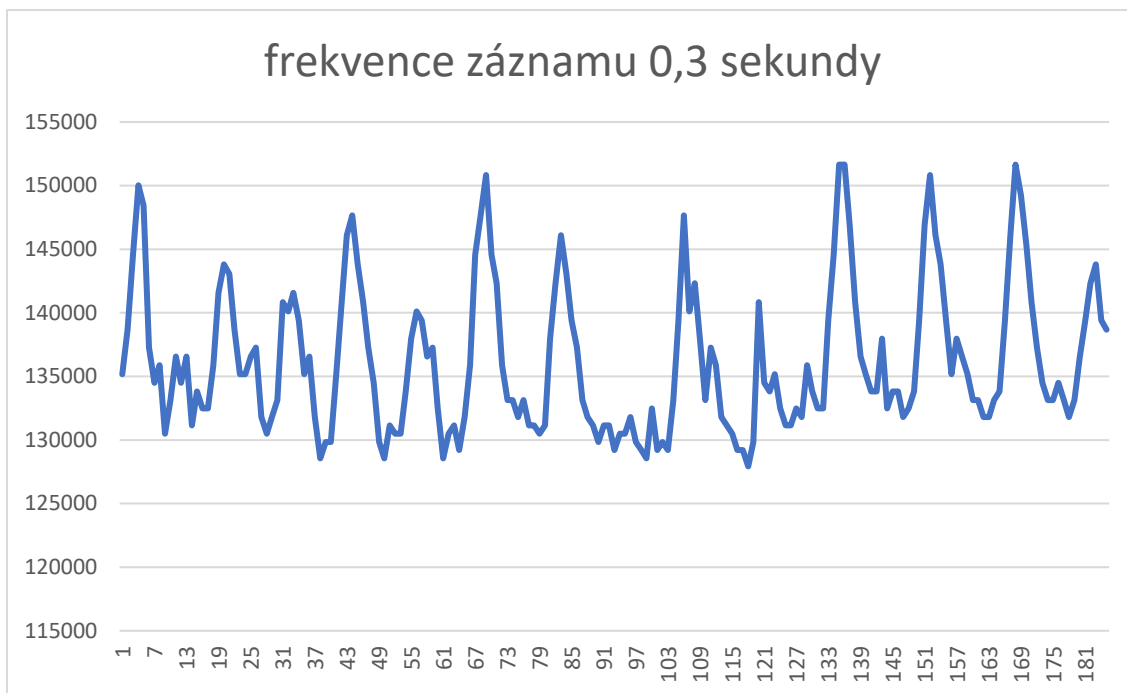
Další fází experimentu proto bylo zjištění optimální frekvence záznamu dat ze senzoru. K tomuto účelu byla vyhotovena řídicí jednotka pracující na modulu ARDUINO UNO, která sbírá data ze senzoru a ukládá je na SD kartu k další případné analýze.

Aby bylo možno porovnat jednotlivé frekvence, byl nastaven základní čas měření na 60 sekund.



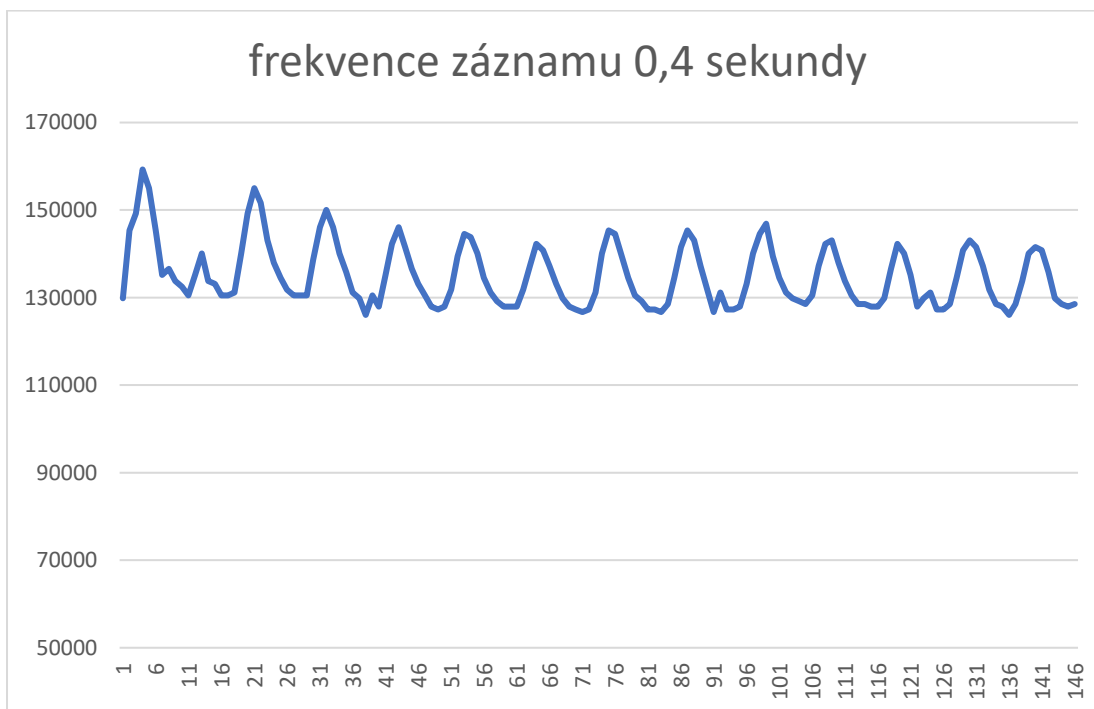
graf 10 Záznamová frekvence 0,2 sekundy

Na grafu je zobrazen záznam dechové frekvence snímáný v intervalu 0,2 sekundy. Za 1 minutu záznamu bylo uloženo 263 dat. Výsledná křivka je kostrbatá a obsahuje řadu šumů způsobených samotným čidlem.



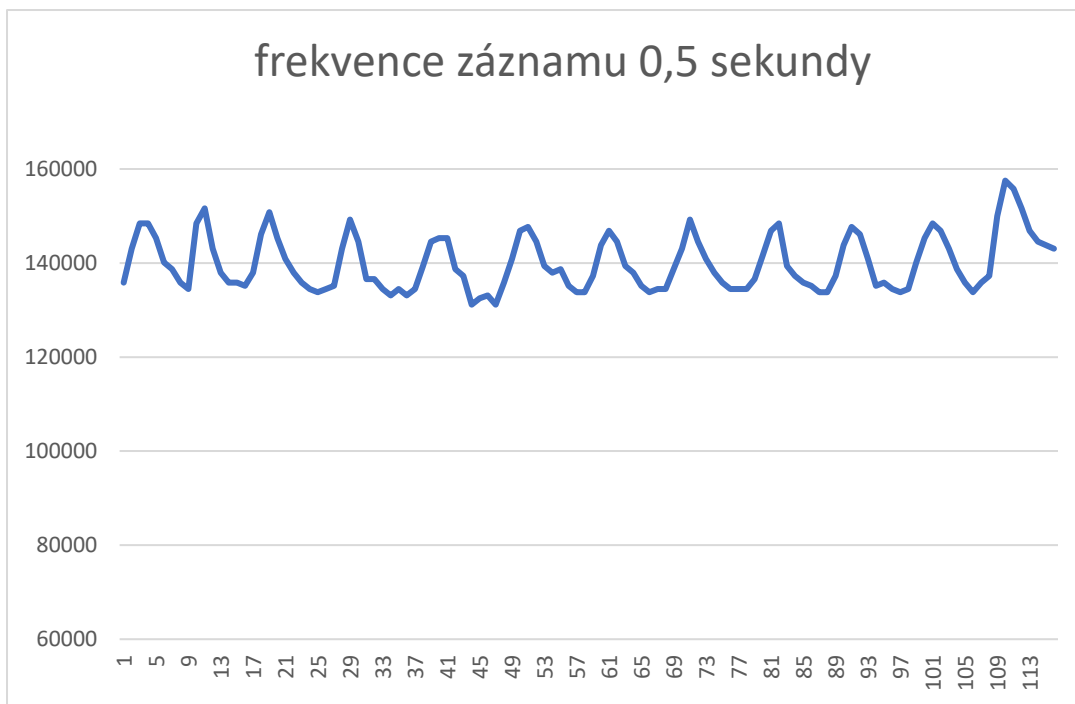
graf 11 Záznamová frekvence 0,3 sekundy

Na graf 11 je zobrazen záznam dechové frekvence snímaný v intervalu 0,3 sekundy. Za 1 minutu záznamu bylo uloženo 185 dat. Výsledná křivka je oproti snímané frekvenci 0,2 sekundy čistší, množství šumu je výrazně nižší.



Graf 12 Záznamová frekvence 0,4 sekundy

Na Graf 12 je zobrazen záznam dechové frekvence snímaný v intervalu 0,4 sekundy. Za 1 minutu záznamu bylo uloženo 146 dat. Výsledná křivka je výrazně hladší s minimálním množstvím šumu.



Graf 13 Záznamová frekvence 0,5 sekundy

Na Graf 13 je zobrazen záznam dechové frekvence snímaný v intervalu 0,5 sekundy. Za 1 minutu záznamu bylo uloženo 114 dat. Výsledná křivka začíná obsahovat hluchá místa.

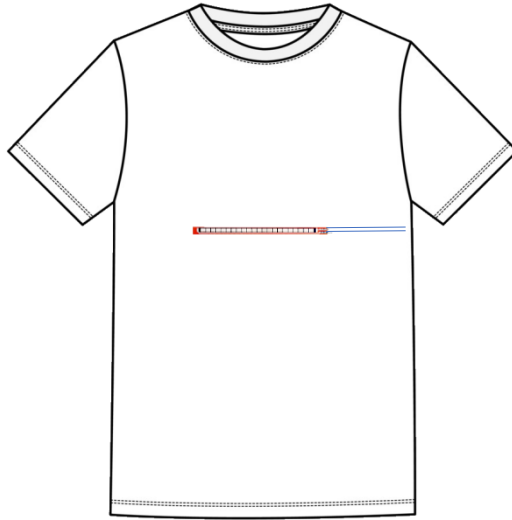


Graf 14 Záznamová frekvence 1 sekunda

Na Graf 14 je zobrazen záznam dechové frekvence snímaný v intervalu 1 sekunda. Za 1 minutu záznamu bylo uloženo 60 dat. Výsledná křivka obsahuje řadu hluchých míst způsobených nádechem mimo časové okno.

Bylo zjištěno, že optimální záznamová frekvence je 0,3–0,4 sekundy. Při této frekvenci bylo uloženo dostatečné množství dat k vyhodnocení za přítomnosti minimálního množství šumu.

5.3. Návrh prototypu měřicího trika



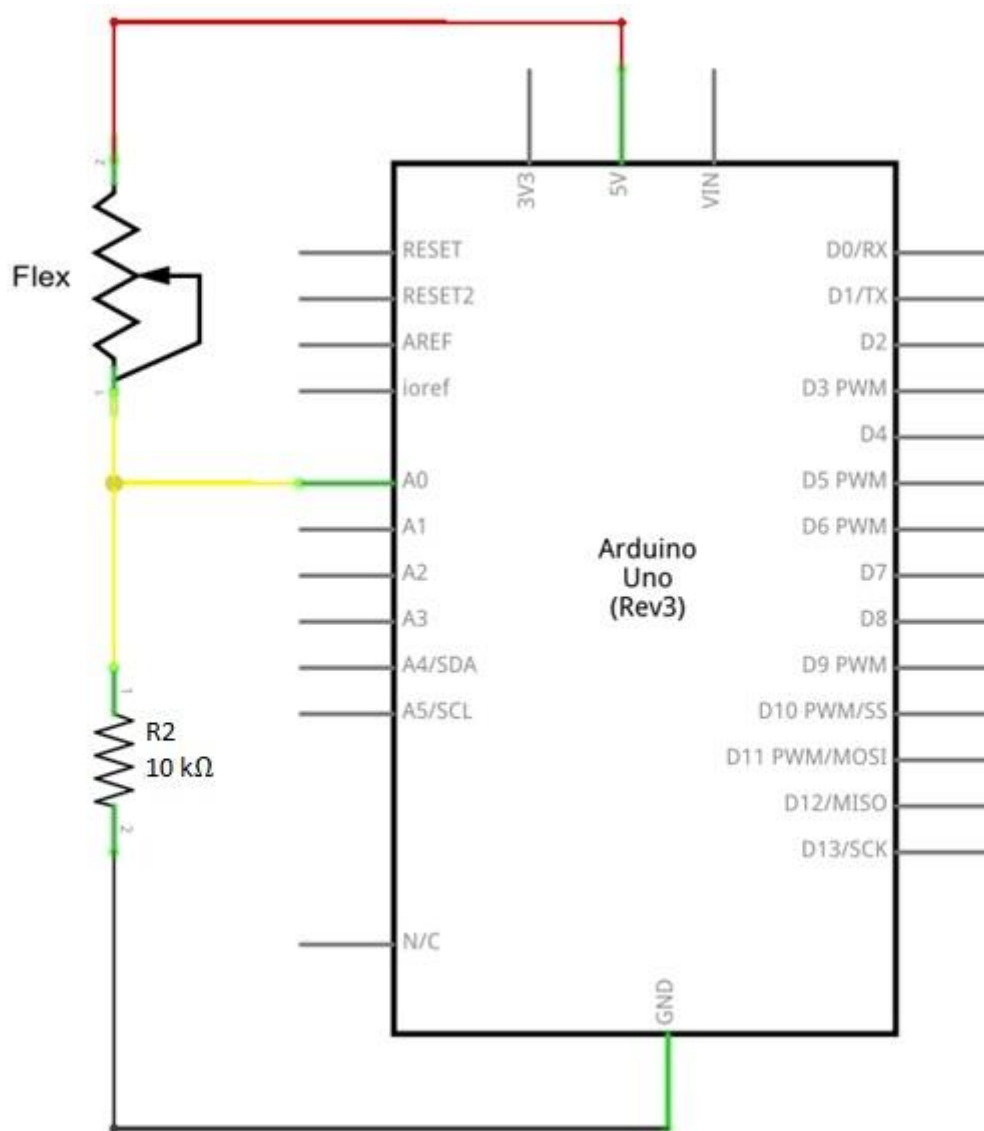
Obr. 40 Návrh měřicího trika s integrovaným senzorem

Na základě předešlých experimentů bylo navrženo měřicí triko s integrovaným senzorem v oblasti hrudníku.



Obr. 41 Prototyp měřicího trika

Na základě návrhu zobrazeného na Obr. 40 byl vyhotoven reálný prototyp měřicího trika opatřeného vybraným senzorem. Umístění senzoru je znázorněno červeně. Senzor byl napojen na řídicí jednotku postavenou na platformě Arduino UNO. Na Obr. 42 je znázorněno základní schéma zapojení senzoru a řídicí jednotky.

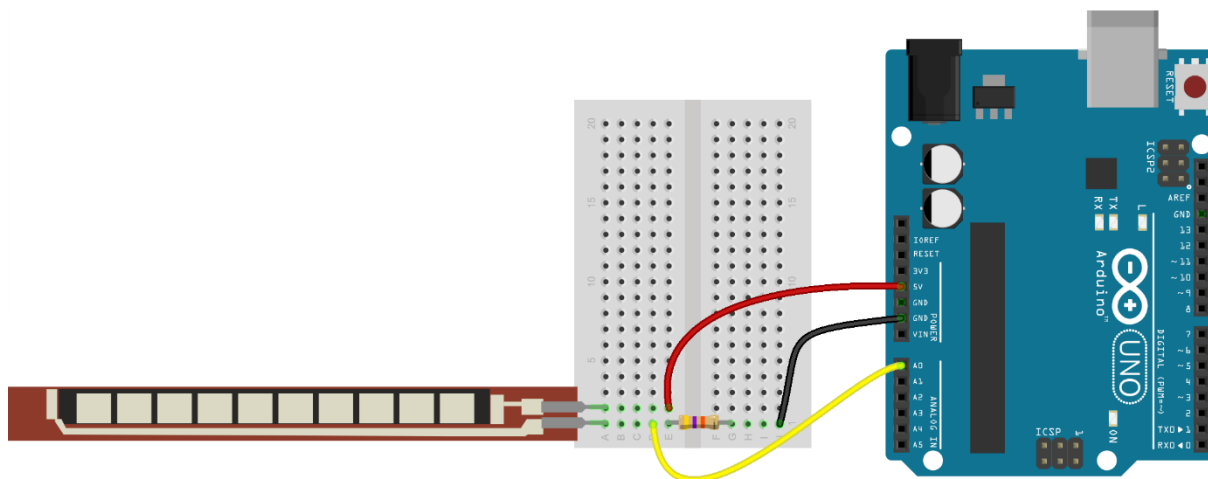


Obr. 42 Schéma zapojení

Aby bylo docíleno čistého signálu, je zapotřebí do systému přidat odpor. Hodnota zvoleného odporu se může pohybovat od 10 k Ω do 100 k Ω . Na základě experimentů byla hodnota zvoleného odporu stanovena na 10 k Ω .

Připojíme-li zvolený rezistor 10 k Ω na zem (GND) a ohybové čidlo na výstup 5 V, pak ohybem senzoru zvyšujeme odpor, což má za následek změnu napětí na vstupu A0.

V této verzi prototypu měřicí jednotky není řešen bezdrátový přenos dat. Řídicí jednotka musí být propojena s počítačem za pomoci USB kabelu, tímto způsobem je řešen přenos dat, jejich ukládání a zároveň i napájení celého měřicího systému.



Obr. 43 Grafické znázornění zapojení ohybového senzoru

Na Obr. 43 je možné vidět grafické znázornění zapojení ohybového senzoru k řídicí jednotce Arduino UNO přes nepájivé pole. Použití nepájivého pole je výhodné v prvotní fázi testování, kdy může docházet ke změnám v systému, a to přes změnu rezistoru až ke změně samotné řídicí jednotky. V dalších variantách řídicí jednotky se počítá s kompletním zakrytím.

5.4. Měření referenčních hodnot u probanda

Stejně jako v případě měření dechové frekvence za pomoci FBG senzorů i v tomto případě je nutné naměření referenčních vzorků, a to při přesně kontrolovaném procesu v laboratorních podmínkách. Stejně jako v kapitole 5.1.1. se i v tomto případě jednalo o referenční vzorky zahrnující:

- bdělý stav
- únavu
- spánek

5.4.1. Bdělý stav probanda

Pro měření bdělého stavu bylo testování prováděno v ranních hodinách, kdy bylo jisté, že testovací subjekt bude vykazovat největší aktivitu a odpočatost. Testování bylo prováděno v laboratorních podmínkách, aby byla zajištěna plná kontrola nad experimentem. Teplota v místnosti byla stanovena na 20 °C a relativní vlhkost 55 %.

5.4.2. Únava probanda

Pro zajištění stavu, kdy testovaný subjekt vykazoval největší známky únavy, byl zvolen čas mezi 13.–14. hodinou. Daný čas byl stanoven za základě laterální rešerše.

5.4.3. Spánek probanda

Pro měření během spánku byla zvolena doba ve večerních hodinách, kdy organismus vykazuje nejvyšší míru únavy a docílení spánku je nejnanechání.

5.5. Simulace řízení



Obr. 44 Simulátor řízení

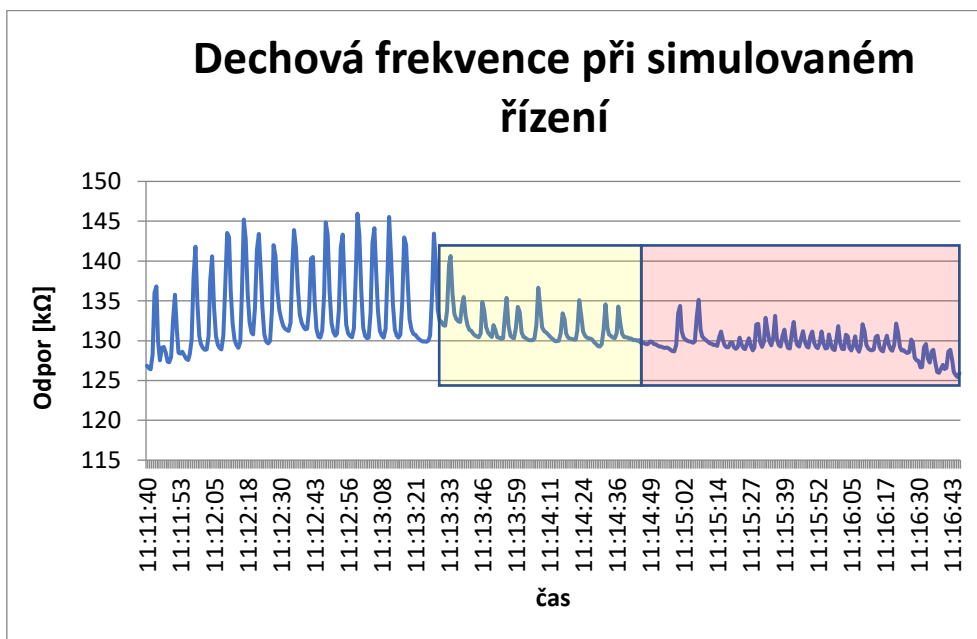
Simulátor řízení simuluje reálné úkony, které je nucen řidič při jízdě vykonávat, to znamená nutnost používání blinkrů, dodržování rychlosti, rozsvícení světel při změně denní doby, rozhlížení se na křižovatkách a další.



Obr. 45 Simulátor řízení s řidičem



Obr. 46 Simulátor řízení – pohled do vozu



graf 15 Nástup únavy během řízení

Na graf 15 je jasně patrný rozdíl mezi bdělým stavem a příchodem únavy během řízení. Můžeme vidět značnou změnu v rozptylu, kde hodnota klesla na ¼ původní hodnoty a směrodatná odchylka s var. koeficientem skoro o ½. Rozdíl mezi usínáním a spánkem už není tak markantní, dechová frekvence se během usínání snižuje a při příchodu spánku se už jen stabilizuje na nižší hodnotě.

6. Naměřené hodnoty

V rámci experimentu bylo provedeno několik sérií měření ve třech polohách (vsedě, vestoje, vleže) a různých stupních únavy.

6.1. Poloha probanda vsedě

Jedná se o základní polohu běžně používanou pro měření životních funkcí. Zároveň se jedná o nejčastější polohu, při které člověk vykonává profesi (profesionální řidič, operátor letového provozu, strojmůdce atd.). Podle studie publikované v časopisu JAMA Internal Medicine [22] stráví běžný člověk více než 7 hodin sezením za den. To je spojeno s celou řadou zdravotních problémů, jako je například obezita, cukrovka 2. typu nebo srdeční onemocnění a rakovina.

6.2. Poloha probanda vestoje

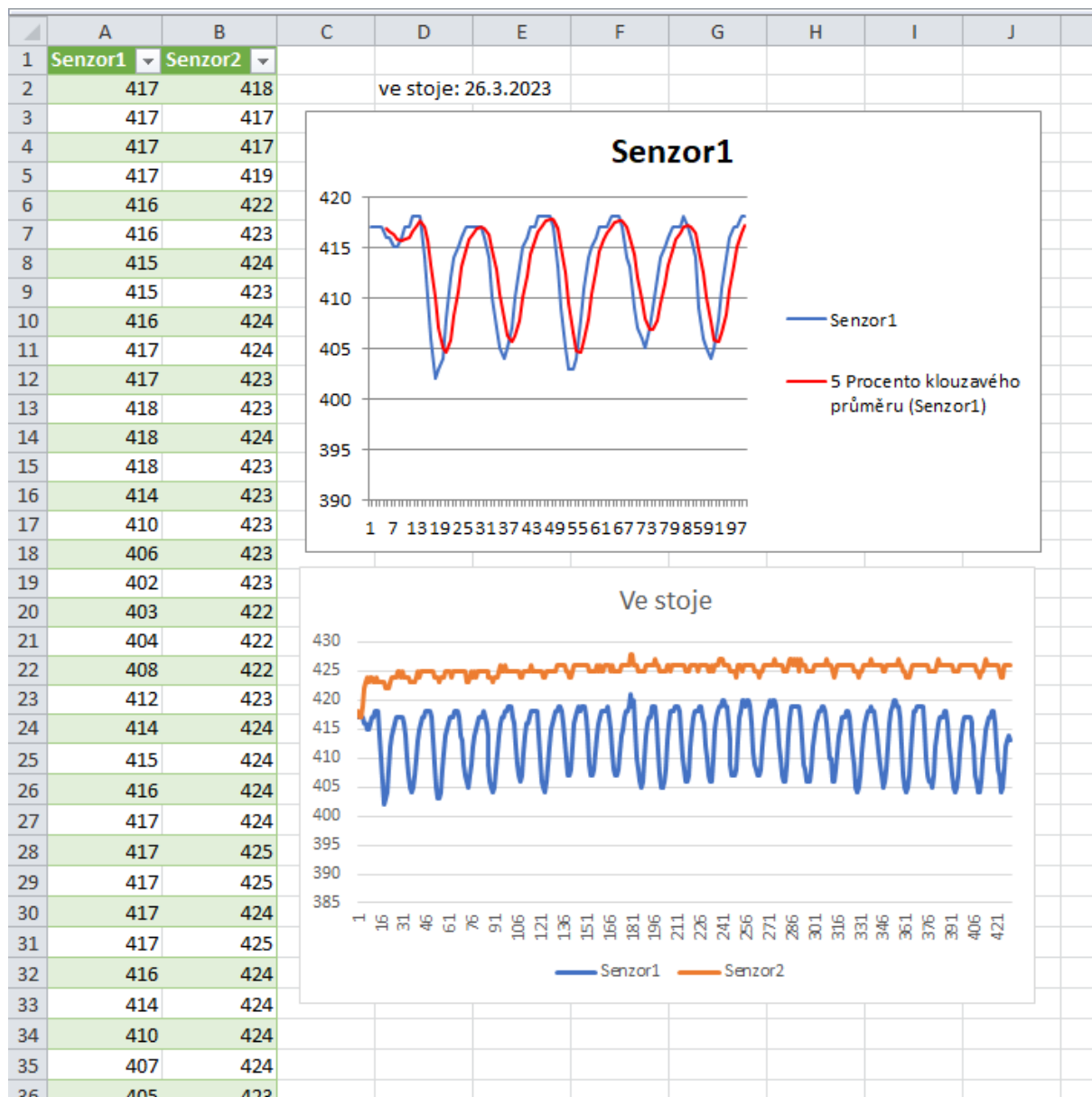
Poloha vestoje není běžnou polohou určenou pro měření životních funkcí, ale je druhou nejčastější polohou, ve které se člověk během dne nachází. Pomineme-li medicínský rozdíl mezi polohou vsedě a vestoje, máme zde významný rozdíl v oblasti deformace oděvu. Pro správnou funkci a přesné měření je nutné zjistit, zda nedochází k deformaci senzorů při změně polohy, zda nedochází k výskytu nežádoucích fragmentů, které mohou ovlivnit měření, a zda nedochází k mechanickému poškození elektronických součástí, což může způsobit poškození oděvu nebo poranění nositele.

6.3. Poloha probanda vleže

Měření životních funkcí v poloze vleže je nejčastěji prováděno u pacientů upoutaných na lůžko nebo při měření spánkové aktivity.

7. Analýza naměřených dat

Z důvodu velkého množství zaznamenaných dat (8 hodin záznamu = cca 2 000 000 řádků dat) není možné prezentovat kompletní datový soubor. Z toho důvodu je na Obr. 47 zobrazena pouze ukázka naměřených dat s částečným grafickým vyhodnocením v programu Microsoft Excel 2021.

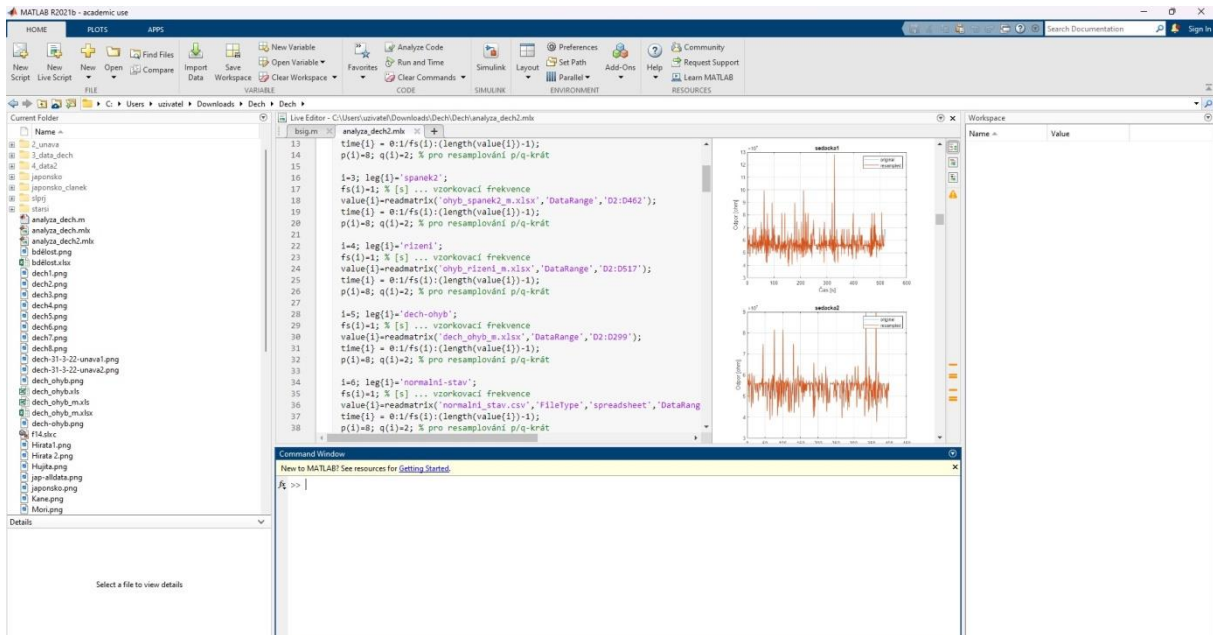


Obr. 47 ukázka záznamu dat v excelu

Vyhodnocení probíhá na cca 10minutovém intervalu, v němž jsou porovnávána data o stavu dechové frekvence. Tedy jestli u měřené osoby dochází k poklesu dechové frekvence, což naznačuje příchod únavy, popřípadě mikrosnánku. Desetiminutové intervaly byly zvoleny z důvodu omezení programu Microsoft Excel 2021, který není schopen zpracovávat takto velký soubor dat. Data z měření jsou uložena v samostatném souboru a je možné je na vyžádání poskytnout separátně.

8. Analýza naměřených dat za pomoci programu Matlab

Ohybové čidlo pracuje na rezistivním principu a jeho výstupem je hodnota elektrického odporu. Vzorkovací frekvence signálu je $f_vz = 1$ s. Záznam měření tedy představuje diskrétní časovou řadu hodnot elektrického odporu R_i , kde $i = 1..N$ a N je celkový počet vzorků záznamu. Cílem analýzy je stanovit příznak přechodu nositele čidla z bdělého stavu do stavu spánku na základě dat naměřeným ohybovým čidlem. K analýze naměřených dat byl použit program Matlab verze 2021, a to z důvodu schopnosti programu zpracovávat velké množství dat. Ukázku vytvořeného analyzačního programu je možné vidět na Obr. 48.



Obr. 48 rozhraní Matlab 2021

Z vyzkoušených metod se pro identifikaci přechodu jeví jako nejlepší relativní směrodatná odchylka M_i . Jedná se o podíl klouzavé směrodatné odchylky signálu S_i a klouzavého aritmetického průměru \bar{M}_i . Tyto veličiny byly stanoveny pro i -tý vzorek ve zvolené šířce okna (zvoleno $\omega = 50$ vzorků).

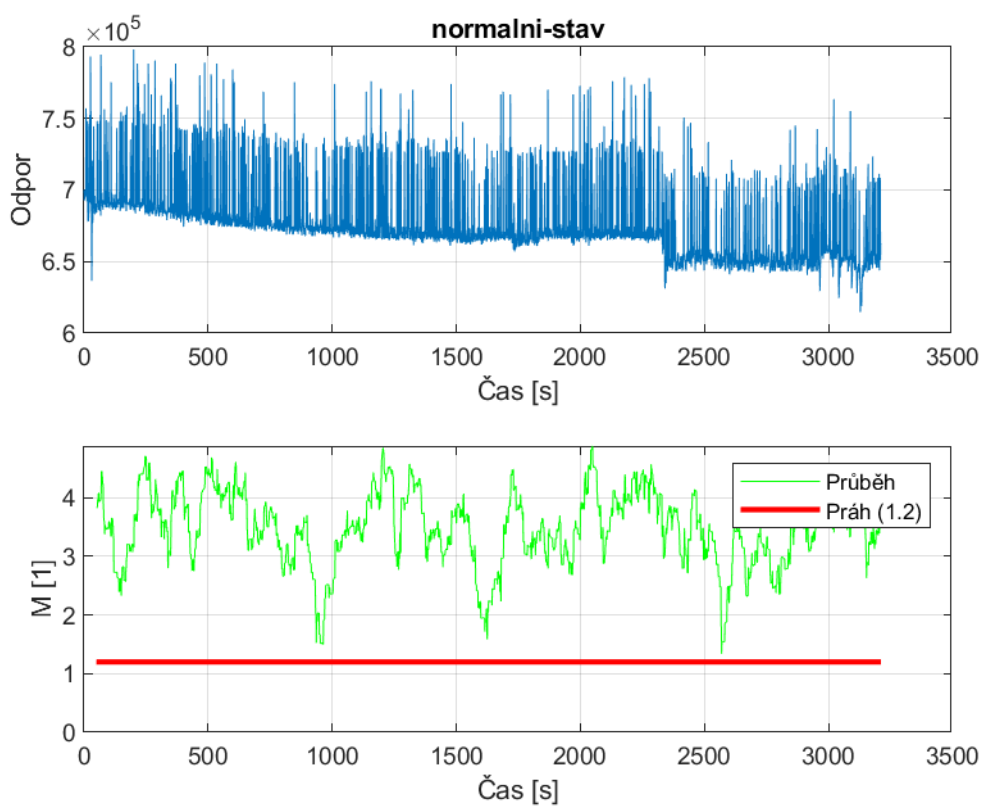
$$M_i = \frac{S_i}{\bar{M}_i} \quad (12)$$

$$\bar{M}_i = \frac{1}{\omega} \cdot \sum_{j=1}^{j+\omega-1} R_j \quad (13)$$

$$S_i = \sqrt{\frac{1}{\omega-1} \cdot \sum_{j=1}^{j+\omega-1} (R_j - \bar{M}_i)^2} \quad (14)$$

Aby bylo možno rozlišit, kdy je organismus odpočatý a kdy už se začínají projevovat známky únavy, je nutné stanovit prahovou hodnotu, která tyto dva stavy odděluje. Zvolená prahová hodnota M_p určuje přechod mezi bdělým stavem a únavou. Tuto hodnotu je nutné stanovit pro každé čidlo samostatně, a tudíž se může lišit i o několik řádů vždy v závislosti na daném čidlu nebo řídicí jednotce. Prahová hodnota M_p pro použitý ohybový senzor a řídicí jednotku byla zvolena na základě experimentů, kdy byly vyhodnocovány referenční hodnoty, a to bdělého stavu a únavy. Analýza byla prováděna s referenčními hodnotami od $M_p = 1$ až do $M_p = 2$. Na základě těchto referenčních hodnot byla stanovena optimální prahová hodnota $M_p = 1,2$. Prahová hodnota $M_p = 1,2$ je otestována pro daný typ senzorů a řídicí jednotku. Dojde-li ke změně typu senzorů nebo řídicí jednotky, je nutné prahovou hodnotu opětovně zkalibrovat. Prahová hodnota $M_p=1,2$ je tedy hraniční hodnota mezi bdělým stavem a únavou.

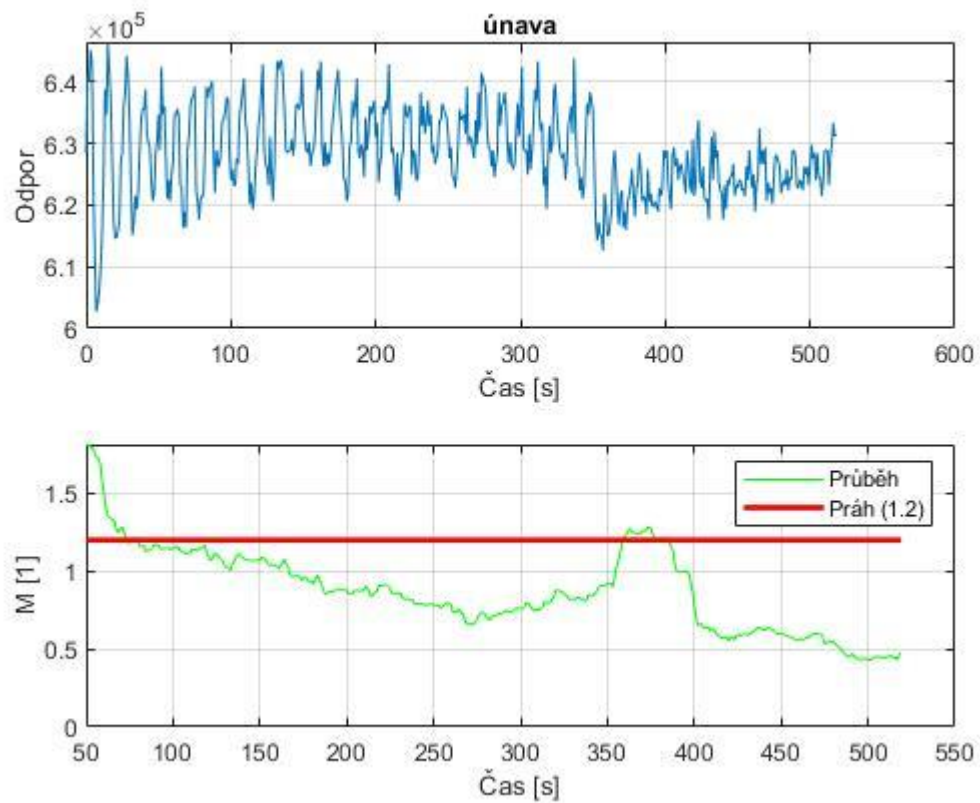
8.1. Analýza naměřených dat – bdělý stav probanda



graf 16 analýza dat – bdělí stav

Na graf 16 je znázorněný stav, při kterém je organismus odpočatý. Je vidět že průběh hodnot se drží nad zvoleným prahem $M_p=1,2$ po celou dobu měření.

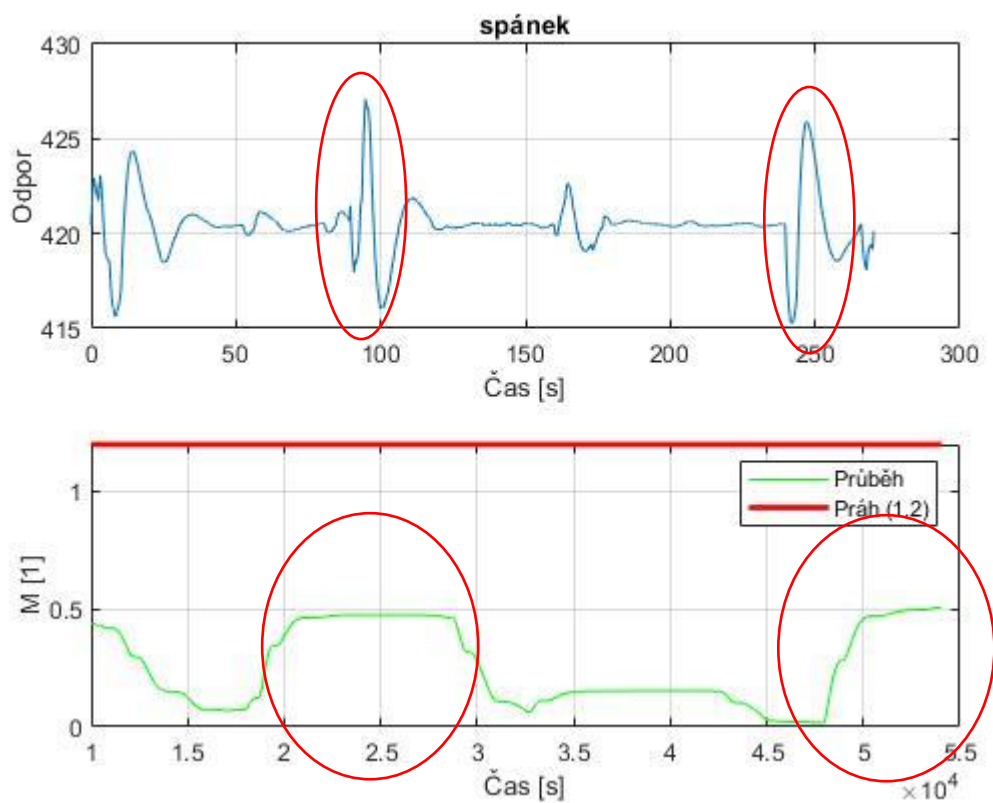
8.2. Analýza naměřených dat – únava (pokles intenzity dechu)



graf 17 analýza dat – únava

Je patrné, že s nastupující únavou klesá průběh pod zvolený práh $M_p = 1,2$. U finálního prototypu měřicí jednotky by pokles pod zvolený práh měl automaticky aktivovat akustický alarm, který by monitorovanou osobu měl upozornit na nutnost přestávky z důvodu únavy. Akustický signál při překročení prahové hodnoty M_p je součástí řídicí jednotky druhé generace.

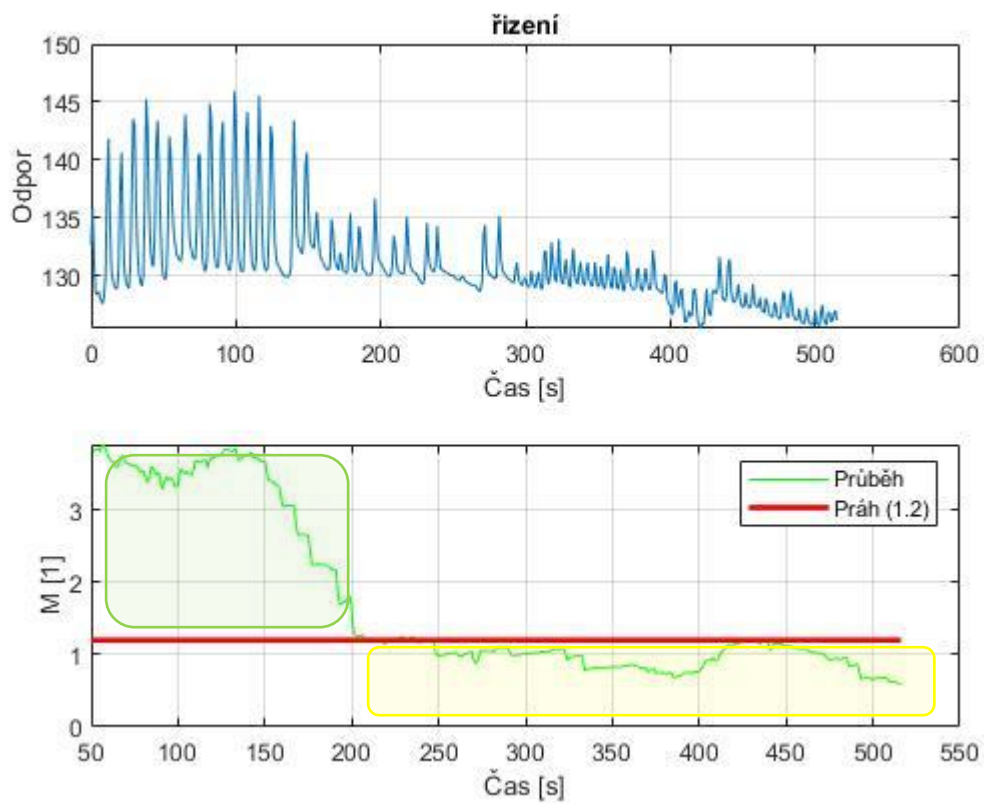
8.3. Analýza naměřených dat – spánek



graf 18 analýza dat – spánek

Z grafu je patrné že po celou dobu spánku se průběh dechové frekvence drží hluboko pod zvoleným prahem $M_p = 1,2$. Během spánku došlo k zalehnutí senzorů. Toto zalehnutí je v grafu znázorněno červeně, V grafickém znázornění průběhu je toto zalehnutí možné pozorovat zvýšenou křivkou, toto zvýšení se ale i nadále nachází pod zvolenou hodnotou $M_p = 1,2$, což značí únavu či spánek.

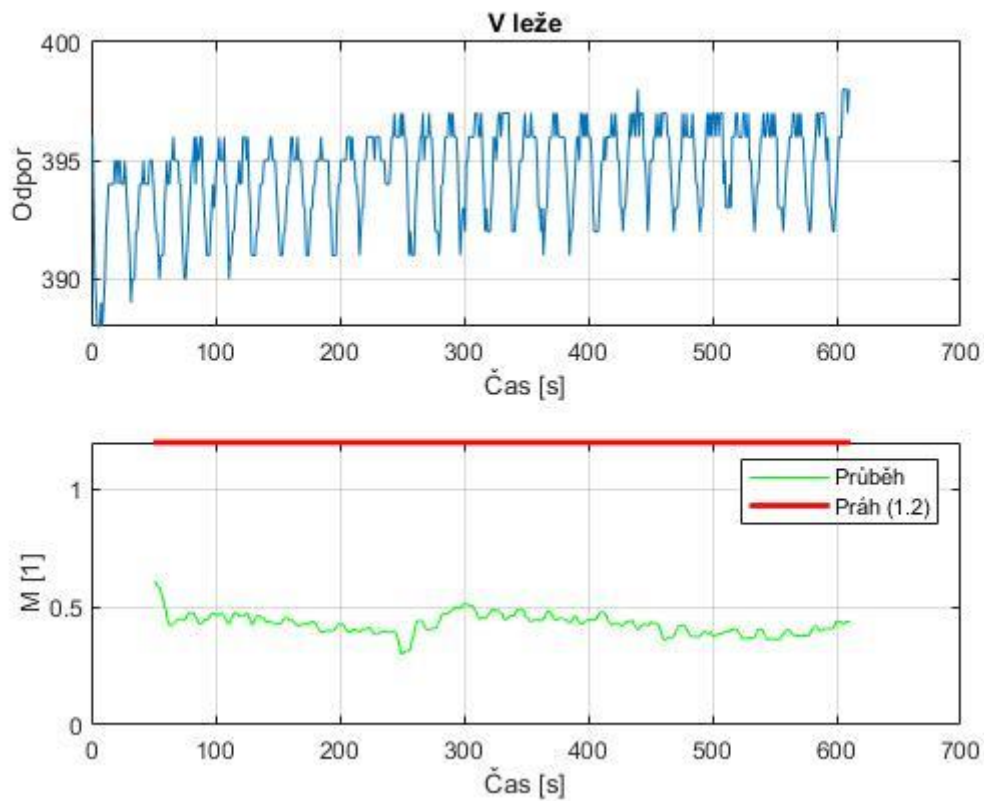
8.4. Analýza naměřených dat během simulovaného řízení (průběh únavy)



graf 19 Analýza naměřených dat během řízení

Z grafu je patrné, že při nástupu únavy klesne průběh hodnoty pod zvolený práh $M_p = 1,2$ a s prohlubující se únavou tento průběh dále klesá. Jakmile tento stav nastane během řízení, hrozí akutní riziko mikrosnánku. Finální verze řídicí jednotky by v tomto případě měla spustit akustický poplach upozorňující řidiče na nutnost odpočinku. V grafu 19 jsou pro přehlednost zobrazeny zóny stavu barevně, kdy zelená značí odpočatost a žlutá únavu.

8.5. Analýza naměřených dat vleže

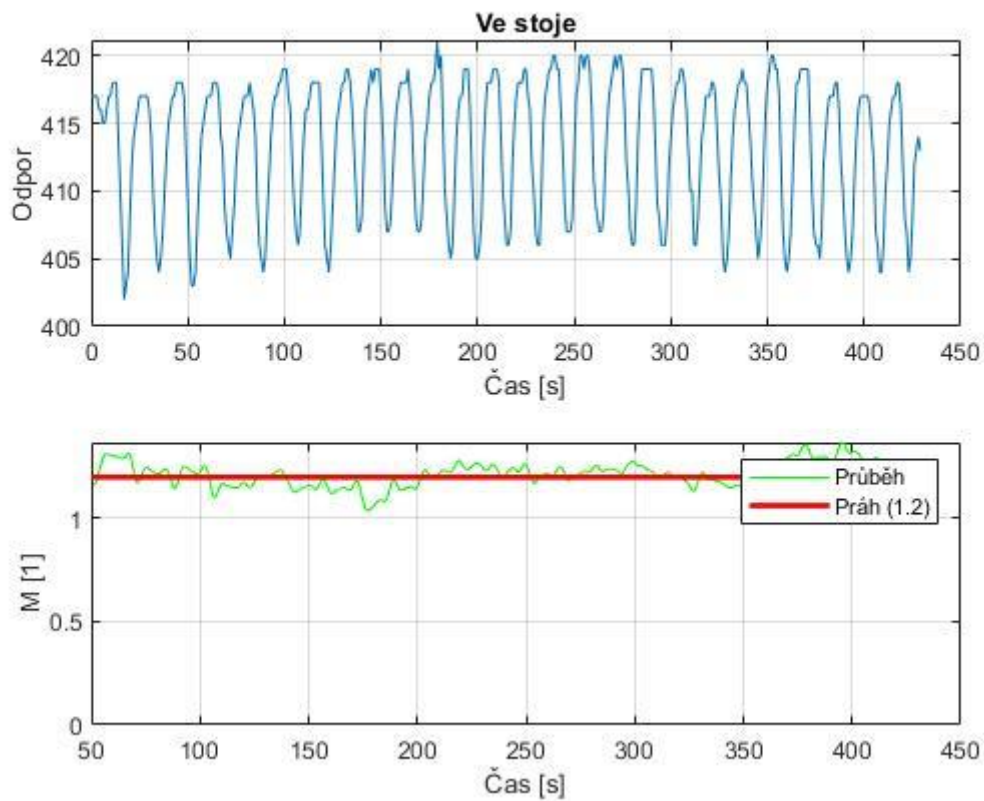


graf 20 analýza dat – vleže

Vzhledem k tomu, že při měření dechové frekvence během spánku došlo k zalehnutí senzorů, bylo měření zopakováno, ale tentokrát v laboratorních podmínkách. Při laboratorním měření, kdy proband ležel po celou dobu na zádech, můžeme pozorovat stabilní dechovou frekvenci. Stabilní průběh nacházející se pod stanovenou hranicí $M_p = 1,2$ naznačuje, že proband upadl do spánku.

Veškeré prováděné experimenty byli desetkrát opakovány, aby byla ověřena funkčnost systému.

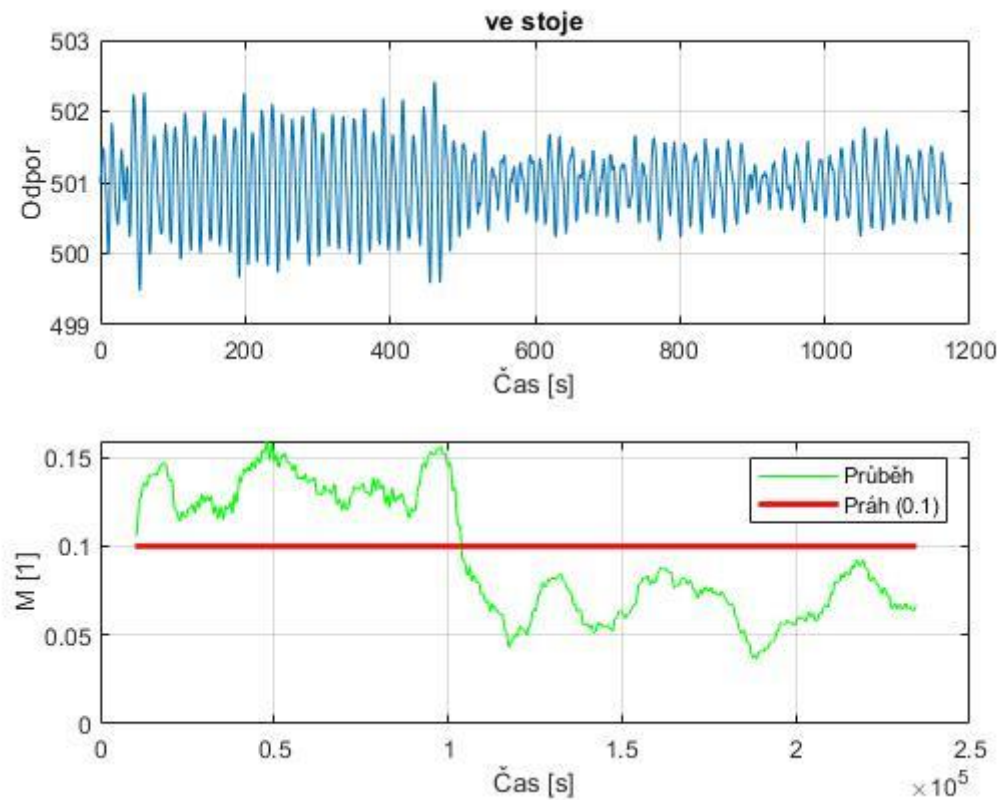
8.6. Analýza naměřených dat v poloze vestoje



graf 21 Analýza dat – vestoje 1 Hz

Při měření dechové frekvence v poloze vestoje došlo k lehkému posunu čidel. Tento posun je dán přirozenou deformací oděvu způsobenou změnou polohy ze sedu do stoje. Tato změna pozice však neměla žádný vliv na výsledek měření. Z graf 21 je patrné, že na probandovi se projevily známky únavy, což je vidět na průběhu měření, kdy se sledovaná křivka drží na zvoleném prahu $M_p = 1,2$ a pod ním.

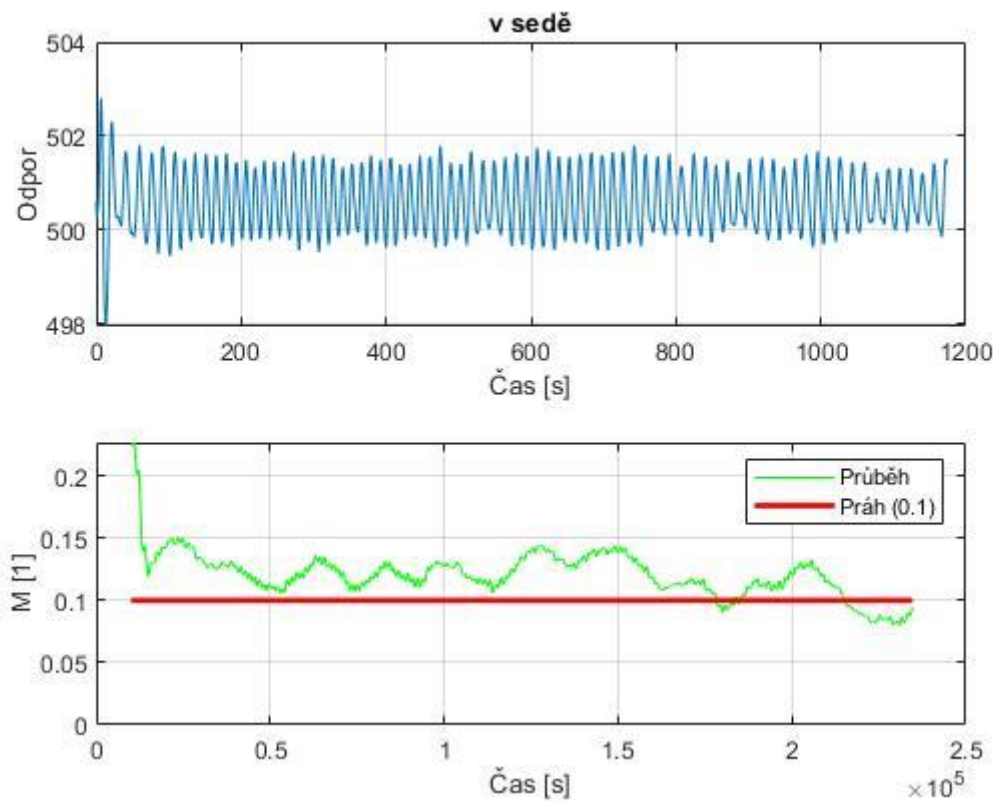
8.6.1. Analýza naměřených dat v poloze vestoje – 200 Hz



graf 22 analýza dat – vestoje 200 Hz (modifikace řídicí jednotky)

Při zpětné analýze naměřených dat bylo rozhodnuto o modifikování řídicí jednotky a ke zvýšení snímkovací frekvence z dosavadního 1 Hz na 200 Hz. Zvýšení snímkovací frekvence vede ke zvýšení počtu naměřených dat, ale výsledný graf je čistší a měření je přesnější. Jelikož došlo ke změně měřicí jednotky, bylo potřeba přenastavit práh vymezující bdělý stav a únavu. Na graf 22 je vidět opakované měření v poloze vestoje. Z grafu je patrné, že u probanda v průběhu měření nastala únava, což vede k poklesu průběhu měření pod nově zvolený práh $M_p = 0,1$.

8.7. Analýza naměřených dat v poloze vsedě



graf 23 analýza dat – vsedě 200 Hz

Poloha vsedě je nejčastější poloha pro měření životních funkcí. Zároveň se jedná o hlavní polohu u profesionálních řidičů, a proto jen nutné, aby byl signál v této poloze čistý, bez nežádoucích fragmentů. Na graf 23 je možné vidět záznam dechové frekvence při snímkovací frekvenci 200 Hz. Ze záznamu je patrné, že u probanda se začínají projevovat počáteční příznaky únavy. Průběh měření se přiblížil ke zvolenému prahu $M_p = 0,1$ a ke konci měření dokonce došlo k poklesu pod zvolený práh.

9. Vyhodnocení naměřených dat

Z vyhodnocených dat je patrné, že spojitost změny dechové frekvence s únavou a příchodem mikrospánku je pravdivá a lze ji na základě zvolené metodiky včas predikovat. Během analýzy však bylo zjištěno že zvolená snímkovací frekvence 1 Hz je pro monitorování dechové frekvence nedostačující. Z tohoto důvodu byla snímkovací frekvence zvýšena na 200 Hz, což zlepšilo kvalitu a přesnost měření, ale zároveň zvýšilo množství naměřených dat.

Zvolená prahová hodnota $M_p = 1,2$ se ukázala jako dostačující pro včasné upozornění blížící se únavy při použití zvoleného typu senzoru, což bylo i experimentálně ověřeno. Ačkoliv je nutné při každé změně monitorovací jednotky nebo senzorů opětovně překalibrovat a znovu nastavit prahovou hodnotu, změna monitorované osoby tuto kalibraci nevyžaduje. Prahová hodnota u nově nastavené řídicí jednotky je $M_p = 0,1$. Nutnost přenastavení prahové hodnoty je patrná u měření za pomoci FBG senzorů, kde prahová hodnota M_p byla nastavena na hodnotu $M_p = 0,00075$.

Při experimentu, během něhož se sledovala dechová frekvence během spánku, docházelo k problémům vzniklým pohybem těla při spánku, což způsobovalo občasná zalehnutí senzorů. Toto zalehnutí je patrné v grafu 18, ale výsledný průběh a funkčnost senzorů to neovlivnilo. Během laboratorně řízeného měření v poloze vleže k těmto problémům nedocházelo.

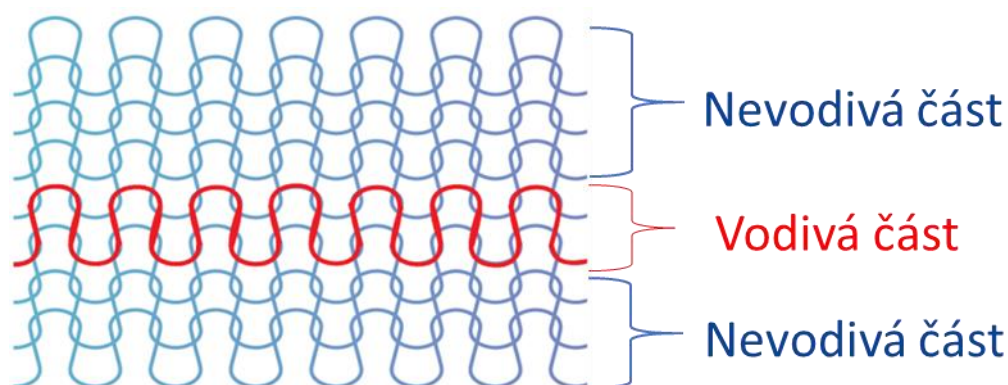
Během simulovaného řízení, které probíhalo v celkové délce trvání 8 hodin došlo k čisté detekci únavy. Tento přechod mezi bdělým stavem a únavou je vidět na graf 19. Experiment prokázal, že je možné zaznamenat příchod únavy změnou dechové frekvence.

10. Uplatnění v projektech

Výsledky vědeckovýzkumné práce v oblasti monitorování dechu a únavy byly uplatněny v několika projektech.

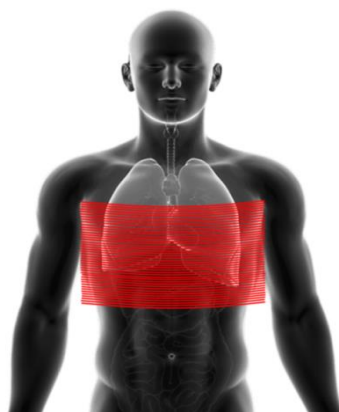
Seniortex – ev. č. FV10111.

V rámci projektu byl ve spolupráci se ZČU vyhotoven a otestován senzor vpletený do struktury oděvu.



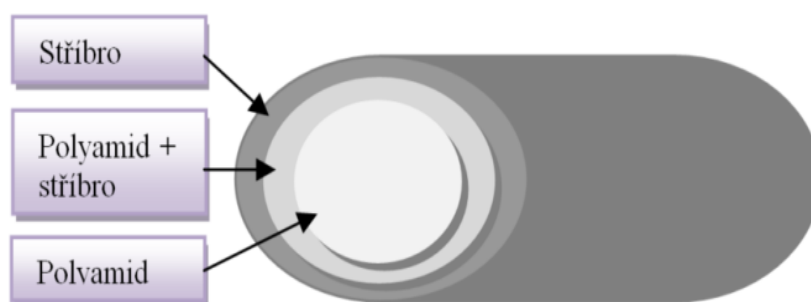
Obr. 49 Ukázka vodivé dráhy ve struktuře

Tento senzor poskytoval vysoký komfort nošení a při monitorování probanda v klidovém režimu vykazoval dobré výsledky. Sensory byly vpleteny do oděvu v oblasti hrudníku.



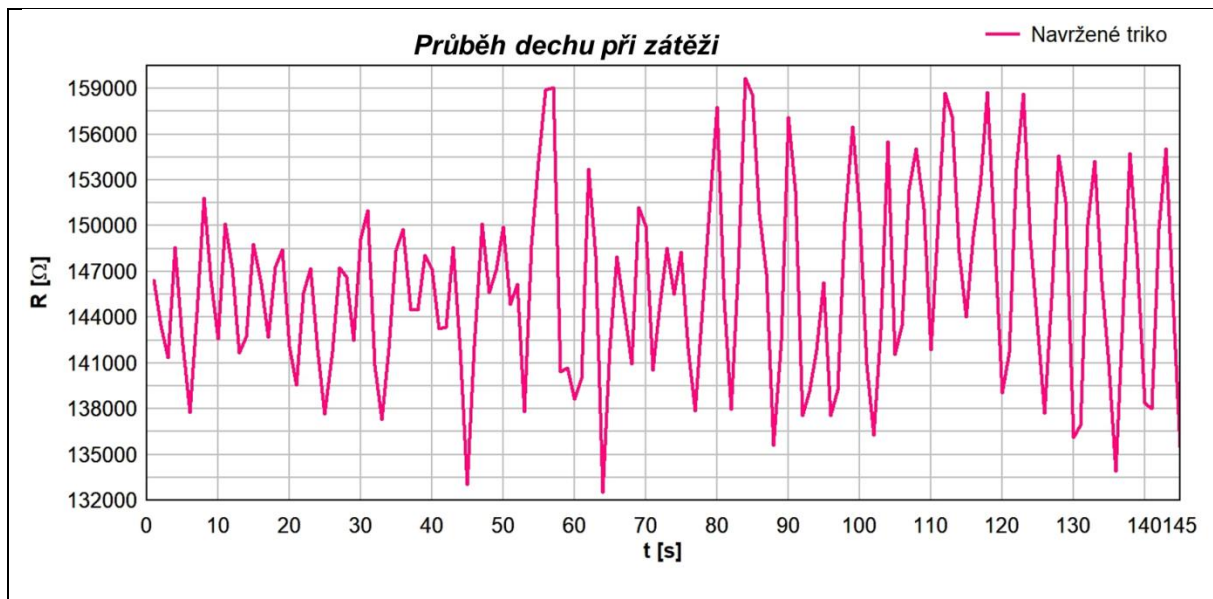
Obr. 50 Oblast měření

Vodivá dráha je vytvořena pomocí elektricky vodivé nitě Silver.STAT®. Jedná se o polyamidové vlákno obsahující polymer chemicky ovrstvený stříbrem v tloušťce vrstvy v řádech stovek nm. Elektrický odpor dané nitě je $10^3 \Omega/\text{cm}$.



Obr. 51 Vodivá nit v řezu

Při dynamickém pohybu ovšem docházelo k velkému rušení a šumu způsobenému pohybem probanda.



Obr. 52 Průběh měření

VIDTEX – smart textilie a oděvy vysokých užitných vlastností pro zvýšení bezpečnosti v dopravě, zejména viditelnosti ev. č. FV40323

Projekt probíhal od roku 2019 do roku 2022 a oficiálně byl ukončen roku 2023 s hodnocením U – úspěš podle zadání, cíle projektu byly splněny.

V rámci projektu byla navržena vyhodnocující jednotka včasného varování druhé generace, která zpracovává data z čidla umístěného v hrudní oblasti. Při detekci snížení dechové frekvence je spuštěn akustický alarm. Tato nová řídicí jednotka je již plně krytovaná a umožňuje měření bez nutnosti připojení počítače.



Obr. 53 Řídicí jednotka druhé generace

Podle vyjádření oponenta projektu, citují: „U oděvu s funkcí pro kontrolu bdělosti profesionálních řidičů se docílilo zajímavých výsledků z pohledu bezpečnosti, ale i novosti řešení, které dle podkladů je unikátní, a to i v zahraničí.“

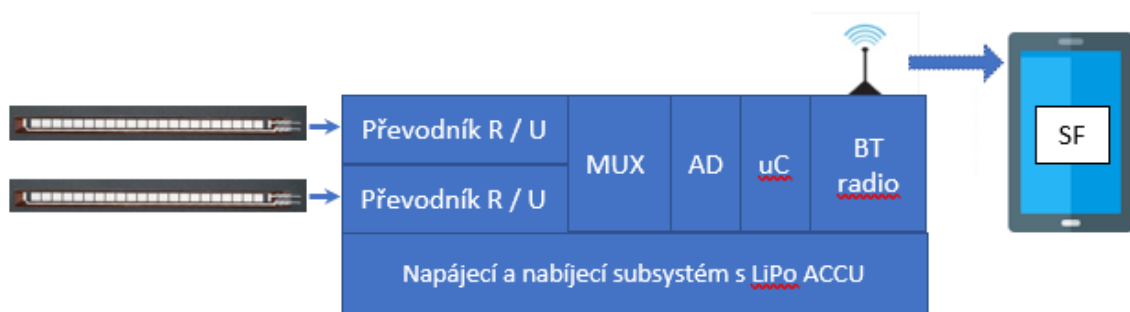
Závěrečná zpráva z projektu Vidtex je archivována na Fakultě textilní Katedře oděvnictví.

Mosenz – Modulární multisenzorický profesní oděv k řízení rizika, ochraně zdraví a bezpečnosti členů IZS pomocí metod umělé inteligence ev.č.FW03010095.

V rámci projektu je ve spolupráci s ČVUT vyvíjena třetí generace vyhodnocovací jednotky. Tato jednotka by již měla podporovat bezdrátovou komunikaci za pomoci technologie Bluetooth.

Popis zapojení

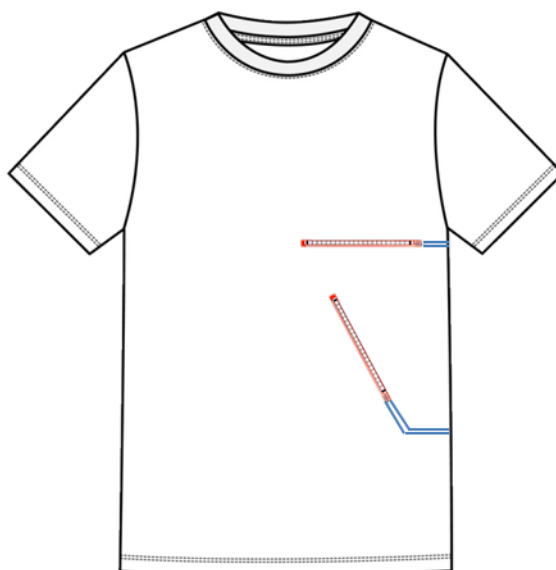
Elektrický odpor ze senzorů umístěných v triku je převeden na napětí. Toto napětí je přivedeno na analogový multiplexor MUX. Výstup multiplexoru je přiveden na vstup analogově digitálního převodníku AD připojeného k mikrokontroléru s jádrem ARM Cortex M0 (uC) jak je vidět na obrázku 54.



Obr. 54 schema zapojení řídicí jednotky 3 generace

Naměřená data jsou odesílána za pomoci technologie Bluetooth 2.0 do mobilního zařízení. Mobilní aplikace pro Smartphone s operačním systémem Android zajistí párování / připojení měřícího modulu přes Bluetooth, zobrazení signálů z obou FSR senzorů v reálném čase a jejich záznam.

11. Optimalizace měřícího trička

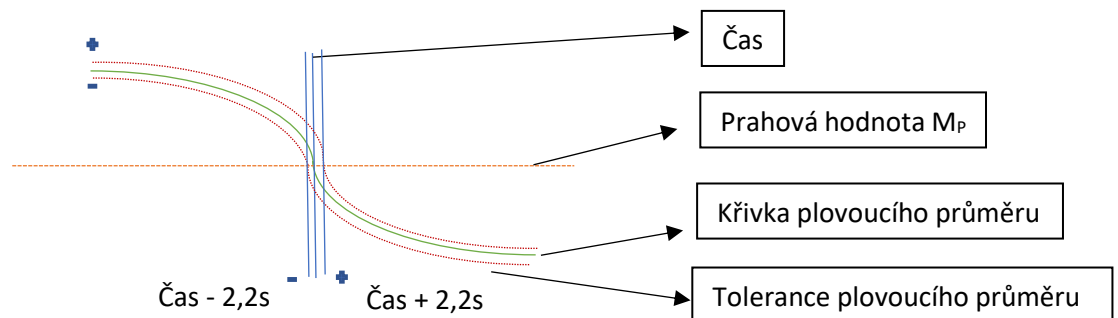


Obr. 55 Návrh optimalizace senzorů

Díky získaným zkušenostem z experimentů a předešlého měření byl přidán druhý senzor a jeho pozice upravena tak, aby lépe snímal pohyb hrudního koše během dýchání. Z experimentu při simulovaném řízení bylo zjištěno, že senzor natočen o 45° má lepší detekční schopnost, a to jak při poloze vsedě, tak i v poloze vestoje a vleže.

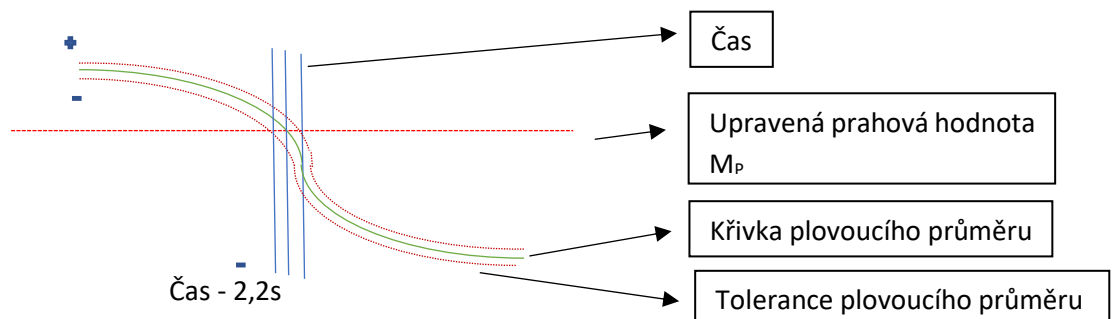
Přesnost měření

Přesnost měření se odvíjí od použitého senzoru. U použitého ohybového čidla je udávaná přesnost $\pm 20\%$. Další aspekt, který zasahuje do celkové přesnosti a možnosti predikovat únavu, je zpoždění přenosu dat. Chyba elektroniky v řídicí jednotce činí $\pm 2\%$. Rozdíl spuštění akustického alarmu může činit $\pm 2,2$ sekundy.



Obr. 56 Vliv přesnosti měření

Na obrázku 55 je možné vidět znázornění vliv přesnosti senzoru a zpoždění při přenosu dat. Je-li přesnost posunuta do mínusu, to znamená plovoucí průměr dechové frekvence se více přiblíží prahové hodnotě, akustický alarm detekující překročení prahové hodnoty se spustí dřív, než nastane skutečná únava. V tomto případě chyba senzoru neovlivní funkčnost. Je-li přesnost posunuta do plusu, plovoucí průměr se více oddálí od prahové hodnoty, akustický alarm se spustí déle, než ve skutečnosti dojde k překročení prahové hodnoty. Toto zpoždění může být kritické z hlediska bezpečnosti. Všechny tyto



Obr. 57 Kalibrace prahové hodnoty

možné nežádoucí chyby je možno eliminovat změnou prahové hodnoty posunutím signálu tak aby bylo nebezpečné zpoždění signálu zcela odstraněno.

Na obrázku 57 je znázorněna změna prahové hodnoty.

12. Závěr

12.1. Cíl vědeckovýzkumné práce

Cílem této práce bylo navrhnout systém pro monitorování dechové frekvence s možností včasné predikce nástupu únavy a mikrospánku. Právě únava a mikrospánek představuje nejčastější příčinu vážných nehod a zranění. U profesionálních řidičů toto nebezpečí spočívá ve chvilkovém výpadku, kdy řidič může vjet do protisměru nebo sjet ze silnice. Aby byl tento systém použitelný v běžném provozu (profesní činnost, volnočasové aktivity), je nutné, aby splňoval určitá kritéria:

- nízká pořizovací cena čidla
- spolehlivost čidla
- snadná údržba smart oděvu
- malé rozměry čidla
- komfort nošení smart oděvu

Byla provedena literární rešerše s cílem nalezení metodik měření dechové frekvence, a to jak na úrovni experimentálního měření, tak komerčně dostupnými metodami. Z rešerše bylo zjištěno, že měření dechové frekvence se provádí v minimální míře a má pouze informativní charakter. Používané metodiky měření jsou buď příliš nákladné, nebo řídicí jednotky příliš objemné na to, aby se mohly použít v běžném provozu (například u profesionálních řidičů). Jak experimentální, tak komerčně dostupné metody měření se vyskytují převážně v pásu, který je připevněn na tělo probanda. Tyto pásy způsobují značný diskomfort a při dlouhodobém nošení mohou způsobit zarudnutí pokožky a kožní problémy v podobě ekzému a vyrážky. Mezi další metody měření dechové frekvence patří sledování pohybu hrudníku za pomoci spirálového rezonátoru nebo monitorování dechové frekvence za pomoci senzoru umístěného v masce, což z dlouhodobého hlediska způsobuje značný diskomfort. V rámci komerčně dostupných možností detekce únavy u řidičů existuje systém pracující na principu snímání mrkání řidiče. Tento systém ovšem není spolehlivý a často poskytuje falešné hlášení o únavě řidiče. Tento systém je blíže popsán v kapitole 3.

12.2. Postup řešení

Na základě informací získaných z literární rešerše byla vytipována a experimentálně odzkoušena čidla umožňující monitoring dechové frekvence. Byla odzkoušena následující čidla:

- FBG senzory – kapitola 5.1.1

Technologie FBG (Fibre Bragg Grating) je velmi přesná ale zároveň velmi citlivá na okolní prostředí (otřesy, pohyby). Základním principem technologie FBG je průchod světelného paprsku světlovodivým vláknem. Vláknem je opatřeno Braggovou mřížkou, která má zachytit konkrétní vlnovou délku světelného paprsku a vrátit ho zpátky ke zdroji.

- Odporový potenciometr – kapitola 5.1.3

Pomocí dvou sond je měřen odpor R na vodivém vlákně. Vlivem pohybu vlákna dochází ke změně délky měřeného úseku a vlivem toho i ke změně odporu. Vlivem dýchání se pohybuje hrudní koš. Senzor umístěný do oděvu reaguje na tuto změnu změnou odporu vodivé struny. Tato změna odporu nám signalizuje nádechy a výdechy.

- tříosý akcelerometr – kapitola 5.1.4

Senzor díky svým malým rozměrům vyhovoval z hlediska fyziologického komfortu. Rovněž signalizace hlídající zástavu dechu nebo změnu dechové frekvence po přidání nevykazovala žádný problém a celý systém fungoval bezchybně. Díky vysoké citlivosti se ovšem objevovaly šumy, a to v momentě, kdy testovaná osoba začala vykonávat fyzickou aktivitu. Senzor kromě dechové frekvence začal zaznamenávat i pohyby těla.

- všitá vodivá dráha – kapitola 5.1.5

Takto vyhotovené čidlo poskytuje nejvyšší komfort svému nositeli. Senzor je všit v triku, a to v oblasti dolní části hrudního koše a horní části břicha. V této poloze dochází k největší změně objemu při dýchání.

- Dopplerův radar – kapitola 5.1.6

Radarový snímač MR60BHA1 mmWave 60GHz pracuje na principu Dopplerova jevu. Dopplerův jev představuje změnu detekované frekvence vlnění, jsou-li zdroj a detektor ve vzájemném pohybu. Fyzikální podstatou Dopplerova jevu je skládání rychlosti vlnění s rychlostí vzájemného pohybu zdroje a detektoru.

- Ohybové čidlo – kapitola 0

Změna elektrického odporu je dána mechanickou deformací senzoru. Vodivá grafitová vrstva je nanášena na podkladovou fólii z polypropylenu. Změna odporu je úměrná ohybu senzoru, to znamená, že čím více se senzor ohne, tím větší bude mít elektrický odpor. Senzor byl vybrán s ohledem na rozměry a zároveň s ohledem na vysokou přesnost měření a snadnou údržbu.

Výsledky testování čidel jsou popsány v jednotlivých kapitolách. U jednotlivých metod měření byly zjišťovány klady a zápory. Na základě těchto zjištění bylo následně vytipováno optimální čidlo pro měření dechové frekvence. Ze všech testovaných čidel se jako optimální jeví ohybové čidlo, které se díky malým rozměrům dá snadno integrovat do oděvu.

Dále byla navržena řídicí jednotka, která má za úkol shromažďovat a vyhodnocovat naměřená data. První prototyp řídicí jednotky vychází z platformy Arduino UNO, základní schéma zapojení tohoto prototypu je možné vidět na Obr. 42. Prvotní řídicí jednotka ukládá veškerá naměřená data do připojeného počítače, kde dochází k vyhodnocování. Druhá verze řídicí jednotky byla zhotovena v rámci projektu VIDTEX – smart textilie a oděvy vysokých užitných vlastností pro zvýšení bezpečnosti v dopravě, zejména viditelnosti ev. č. FV40323. Tato verze již disponuje vestavěným slotem na SD karty, samostatnou baterií a vestavěným akustickým alarmem. Naměřená data jsou ukládána na SD kartu a následně vyhodnocována. V případě detekce změny dechové frakce dojde ke spuštění akustického alarmu. Finální verze řídicí jednotky je aktuálně vyvíjena ve spolupráci s ČVUT v rámci probíhajícího projektu Mosenz – Modulární multisenzorický profesní oděv k řízení rizika, ochraně zdraví a bezpečnosti členů IZS pomocí metod umělé inteligence ev. č. FW03010095. Finální verze řídicí jednotky by měla disponovat bezdrátovou komunikací a přenosem dat, možností rychlé změny prahové hodnoty pro snazší kalibraci a možností propojení s dalšími zařízeními (mobilní telefon, počítač, automobil) za pomoci technologie Bluetooth.

Naměřená data byla vyhodnocována dvojím způsobem. První vyhodnocování naměřených dat bylo prováděno za pomoci programu Microsoft Excel 2021. Ukázkou vyhodnocování naměřených dat je možné vidět na Obr. 47. Program Microsoft Excel 2021 má ovšem omezení, a to ve velikosti datové řady, kterou je schopen vyhodnotit. Z tohoto důvodu byl jako vyhodnocovací software zvolen Matlab verze 2021. Matlab je sice složitější, co se týče vytvoření vyhodnocovacího algoritmu, ale umožňuje přesné vyhodnocování i extrémně velké datové řady. Ukázkou vyhodnocování dat v Matlabu je možné vidět na Obr. 48. Použití softwaru Matlab umožňuje analýzu dat pořízených při dlouhodobém měření, rovněž byla zlepšena přesnost vyhodnocování.

12.3. Výsledky vědeckovýzkumné práce

Myšlenka, že únava a mikrosprávky se dají predikovat na základě změny dechové frekvence, byla ověřena jak laboratorní metodou, tak i při simulovaném řízení.

Ve všech testovaných případech předcházela změna dechové frekvence únavě a mikrosprávku. Na graf 19 je jasně patrná změna dechové frekvence s nastupující únavou. Totožného výsledku bylo dosaženo i při experimentech provedených ve spolupráci s japonskou univerzitou Shinshu, kde byly k měření použity FBG senzory. Experimenty prováděné ve spolupráci s univerzitou Shinshu jsou popsány v kapitole 0 a 5.1.2. Všechny testované senzory vykazovaly schopnost zaznamenat dechovou frekvenci. Všitá vodivá dráha se jevila jako nejlepší řešení v oblasti dosaženého komfortu nošení. Naměřené hodnoty ale obsahovaly velké množství fraktálů, které znemožňovaly přesné vyhodnocení. Dalo by se jich zbavit použitím jiného typu vodivé nitě, což by mohlo být obsahem dalšího výzkumu. Využití tříosého akcelerometru pro měření dechové frekvence je možné, ovšem kvůli vysoké citlivosti sensor kromě dechové frekvence zaznamenává i okolní šum, jako jsou například vibrace způsobené chůzí okolního personálu nebo průjezdem vozidel. Stejný problém byl zaznamenán i při použití FBG senzorů. Tento šum jde do jisté míry odfiltrovat, ale to vyžaduje dodatečný program, který zvyšuje celkovou cenu měřicí jednotky. Oproti tomu se jako nejlevnější řešení jeví použití odporového potenciometru. Díky technologii 3D tisku byl navržen a vytvořen odporový potenciometr relativně malých rozměrů, který byl schopen poměrně přesných měření s minimálním výskytem fraktálů. Odporový potenciometr ale vykazoval zvýšený diskomfort a pro dlouhodobé nošení se ukázal jako nevhodný. Ve snaze minimalizovat diskomfort byla otestována metoda měření dechové frekvence metodou, která by umožňovala vypustit senzor z oděvu. Z tohoto důvodu byl vybrán Radarový snímač MR60BHA1, který byl následně umístěn na zadní stranu autosedačky. Bohužel ani při velké snaze a komunikaci s výrobcem se nepovedlo zprovoznit senzor do té míry, aby poskytoval relevantní data. Rovněž cena samotného senzoru a komplikovanost systému do značné míry omezují reálné použití. Ze všech testovaných možností se nakonec jako optimální ukázalo použití ohybového senzoru. Senzor je snadné aplikovat do struktury oděvu a poskytuje poměrně přesné výsledky za relativně nízkou pořizovací cenu. Pro další experimenty byl proto zvolen tento typ senzorů.

Aby bylo možné stanovit, kdy dochází k nástupu únavy, je nutné stanovit prahovou hranici. Tento práh rozděluje oblast, kde organismus je odpočatý, a oblast, kde už dochází k únavě. Tato prahová hodnota byla experimentálně stanovena na hodnotu $M_p = 1,2$. Tato hodnota je stanovena pro konkrétní typ měřicího přístroje, v tomto případě ohybové čidlo, a nastavení řídicí jednotky. Při změně nastavení řídicí jednotky je nutné změnit i práh vymezující oblast bdělého stavu a únavy. Tuto změnu bylo nutné provést při zvýšení snímkovací frekvence a stanovit novou hodnotu prahu na $M_p = 0,1$. Při měření dechové frekvence prováděné na japonské univerzitě Shinshu byl použit odlišný typ senzorů, a proto

bylo nutné nastavit práh, aby odpovídal danému typu senzoru. Experimentálně bylo zjištěno, že práh pro senzory typu FBG se snímkovací frekvencí 1 Hz je $M_p = 0,00075$.

Původní snímkovací frekvence byla zvolena na 1 Hz, a to s ohledem na snahu snížit množství dat s ohledem na omezení vyhodnocovacího programu a s ohledem na snahu eliminovat nežádoucí fraktály. Při změně vyhodnocovacího programu se snímkovací frekvence 1 Hz ukázala jako nedostačující, a proto došlo k navýšení snímkovací frekvence na 200 Hz. Rozdíl mezi snímkovací frekvencí 1 Hz a 200 Hz je možné pozorovat na graf 21 a graf 22. Jak již bylo popsáno výše, kvůli změně snímkovací frekvence musela být upravena i hodnota prahu vymezujícího oblast bdělého stavu a únavy. Nastavení kritéria M_p je popsáno v kapitole 0.

Všechny provedené experimenty prokázaly správnost a funkčnost základního předpokladu, a to možnosti detekce únavy a mikrospánku za pomoci monitorování změny v dechové frekvenci.

Navržený testovací smart oděv je vyhotoven s ohledem na oděvní komfort. Senzory byli do oděvu umístěny s ohledem na funkčnost monitorování a zároveň i s ohledem na oděvní komfort.

12.4. Možnosti aplikace v profesních oděvech (nositelná elektronika)

Schopnost predikovat příchod únavy a mikrospánku na základě změny dechové frekvence poskytuje široké možnosti využití jak v profesních oděvech používaných k výkonu práce, jako jsou například profesionální řidiči, operátoři na letištích, strojvůdci a další profese vyžadující vysokou míru koncentrace a soustředění, tak i u volnočasových aktivit. Predikce únavy a mikrospánku výrazně poslouží k bezpečnosti práce a zamezení výskytu potenciálně smrtících nehod, které se vlivem únavy a mikrospánku ve zvýšené míře vyskytují jak v České republice, tak i v zahraničí. Díky nízké pořizovací ceně je větší šance, že se monitorovací systém rozšíří, a usnadní se tak globální použití.

Aplikace nositelné elektroniky do struktury oděvu se stává čím dál větším trendem nejen v České republice, ale i v zahraničí. S rozvojem nových technologií dnes můžeme mít oděv, který bude nejen designově na úrovni, ale zároveň bude poskytovat i vysoký komfort nošení a možnost monitoringu zdravotního stavu nositele nebo základních údajů v okolí nositele daného oděvu, jako je například teplota vzduchu, vlhkost, hodnota UV záření, popřípadě specializované údaje, jako je radiace nebo množství CO_2 . Kromě monitorovacích funkcí ale tyto chytré oděvy mohou poskytnout i aktivní zvýšení komfortu, a to přidáním aktivně vyhřívacích či chladicích prvků v závislosti na aktuální okolní teplotě. V neposlední řadě můžou přispět ke zvýšení bezpečnosti, jak prokázaly výsledky v této vědeckovýzkumné práci. Díky včasnému odhalení zdravotních komplikací či právě únavy a mikrospánku může být zabráněno vážným nehodám či úrazům. Výsledky této vědeckovýzkumné práce můžou posloužit ke zlepšení bezpečnosti práce a ke snížení počtu nehod, které jsou způsobeny právě únavou a mikrospánkem. A mohou se stát nezbytnou součástí budoucí nositelné elektroniky.

13. Možnosti dalšího výzkumu

Možnosti monitorování životních funkcí pro detekci únavy jsou hojně diskutovaným tématem jak v České republice, tak i v zahraničí. Z toho důvodu toto téma umožňuje řadu možností dalšího výzkumu například v oblasti:

- inovace sensorového pole – umístění senzorů
- inovace analyzačního softwaru
- optimalizace snímání dat s možností odfiltrování šumu
- optimalizace snímané oblasti
- optimalizace počtu senzorů
- možnosti odeslání varování třetí osobě atd.

Toto téma zároveň poskytuje možnosti zadávání jak diplomových, tak i disertačních prací či uplatnění v projektech, a to jak lokálních (v rámci České republiky), tak i v projektech s mezinárodní spoluprací.

Téma zabývající se predikováním únavy u řidičů či osob, u kterých se vyžaduje zvýšená koncentrace, rovněž poskytuje široké možnosti v oblasti publikací v odborných impaktovaných časopisech a prezentací jak na domácích, tak i na zahraničních konferencích.

Práce autora se vztahem ke studované problematice

1. A. Havelka, Z. Kůs, K. Zelová, M. Martinka, *Funkční vzorek – Smart sportovní bunda s automatickou signalizací SMARTLIGHT*, 2021
2. L. Nagy, M. Martinka, E. Hercíková, D. Veselá, A. Havelka, *Funkční vzorek komplexního nositelného sensorového systému*, 5, 2020
3. M. Martinka, E. Hercíková, D. Veselá, P. Komárková, I. Céeová, *Funkční vzorek oděvu s vyhřívacími prvky pro zvýšení fyziologického komfortu*, 2020
4. E. Hercíková, M. Martinka, A. Havelka, *Komunikační modul – odnímatelná monitorovací jednotka*, 2020
5. A. Havelka, M. Martinka, *Elektricky vodivé dráhy v oděvech, který slouží pro elektricky vodivé propojení nositelné elektroniky, tj. senzorů, řídicích jednotek, Led diod, ovládacích klávesnic atd.*, 2019
6. A. Mazari, A. Havelka, M. Martinka, R. Nemčoková, M. Škodová, *A STUDY ON THE PERFORMANCE OF ANTI-MITE & ANTI-BACTERIAL TEXTILES FOR CLIENTS AT NURSING HOMES*, Strutex, Liberec, Technical University of Liberec, 1, ISBN: 978-80-7494-430-7, p. 351-354, 4 pages, 2018
7. M. Martinka, A. Havelka, *Measuring vital functions using smart textiles*, CEC 9th Central European Conference 2017, International Ph.D. Students Day, Liberec, Technická Univerzita v Liberci, ISBN: 978-80-7494-355-3, p. 60-63, 4 pages, 2017
8. S. Koyama, T. Yoda, M. Yamamoto, S. Shiokawa, K. Kane and M. Martinka, "Verification of optimal installation point of FBG sensor for pulsation strain measurement," in *IEEE Sensors Journal*, doi: 10.1109/JSEN.2023.3289966.

Rozeptané publikace

9. *Měření dechu za pomoci FBG senzorů*. M. Martinka, S. Koama (předpokládané datum dokončení – prosinec 2023)
10. *Vyhodnocení únavy profesionálních řidičů monitorováním dechu*. M. Martinka (předpokládané datum dokončení – prosinec 2023)
11. *Hodnocení únavy u profesionálních hasičů*. (předpokládané datum dokončení – květen 2024)

Stručná charakteristika dosavadní odborné, výzkumné a vědecké činnosti

- [1] Technická Univerzita v Liberci Functional sample/prototype - Smart sports jacket with automatic signaling SMARTLIGHT
- [2] Technická Univerzita v Liberci Patent 309082 - Device for detecting and signalling a change in the direction of movement of a cyclist and a vehicle approaching the cyclist
- [3] Technická Univerzita v Liberci Functional sample - Communication module - removable monitoring unit
- [4] Technická Univerzita v Liberci Functional sample - Wearable functional sample of a complex sensor systém
- [5] Technická Univerzita v Liberci Functional sample - Wearable functional sample clothing with heating elements to increase physiological comfort
- [6] Technická Univerzita v Liberci Functional sample - Electrically conductive tracks in garments used for electrically conductive connection of wearable electronics, ie sensors, control units, LEDs, control keyboards etc.
- [7] Technická Univerzita v Liberci Utility model 35841- Heating and cooling clothing

Účast na projektech

- [1] PROGRAM MEZINÁRODNÍ SPOLUPRÁCE VE VÝZKUMU A VÝVOJI MŠMT EUREKA, WINS@HI Wearable IoT. GiTy, a.s.,TUL doc.Havelka, MUNI;2017-2020, INTER-EUREKA LTE217;Interní číslo 17907; MŠMT Eureka. - Člen řešitelského týmu
- [2] TUL.doc.Havelka,VÚB.as.- Seniotex (reg. č. FV10111), Člen řešitelského týmu projektu
- [3] TUL.doc.Havelka,VÚB.as.- R-DETI Zkvalitnění péče o děti s kožními problémy z pohledu etiky, sociální a zdravotní péče v době pandemických krizí. TI4000150 interní číslo14232; 2020-2022 TAČR. - Člen řešitelského týmu
- [4] ČVUT. TUL doc.Havelka- MOSENZ - Modulární multisenzorický profesní oděv k řízení rizika, ochraně zdraví a bezpečnosti členů IZS pomocí metod umělé inteligence. VJ02010031, interní číslo17981;2022-2025; MV ČR. - Člen řešitelského týmu
- [4] TUL.doc.Havelka,VÚB.as.- Gama (reg. č. TP01010031), Člen řešitelského týmu

[5] VÚB as. TUL doc.Havelka - MultiTex - Pokročilé smart textilie s multifunkčními účinky pro zkvalitnění profesních a funkčních oděvů v rizikovém prostředí. FW03010095 interní číslo 17944;2021-2024 TAČR. - Člen řešitelského týmu

[6] Studentská grantová soutěže 2020-2021 (reg. č. SGS-2020-6021), Hlavní řešitel

Pedagogická činnost

- Cvičení v předmětu IVT1 (2016–2017)
- Cvičení v předmětu TTE 2 (2017)
- Cvičení v předmětu POS (2021)
- Jeden vyučovací blok na téma e-textil na univerzitě Shinshu v Japonsku (2018)
- Přednáška na téma 3D technologie (2021)
- Přednáška na téma nositelná elektronika

Zdroje a použitá literatura

- [1.] SCHMIDT, Robert F. *Memorix - Fyziologie*. Praha: Scientia Medica, 1993. Memorix. ISBN 80-85526-18-2.
- [2.] Decaens, J. & Vermeersch, Olivier. (2016). Wearable technologies for personal protective equipment. 10.1016/B978-0-08-100574-3.00023-0.
- [3.] DOLEZ, P.I. a J. MLYNAREK, 2016. *Smart Textiles and Their Applications: Smart materials for personal protective equipment: Tendencies and recent developments*. Woodhead Publishing. ISBN 9780081005743.
- [4.] M. C. Caccami, M. Y. S. Mulla, C. Di Natale and G. Marrocco, "Wireless monitoring of breath by means of a graphene oxide-based radiofrequency identification wearable sensor," *2017 11th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP)*, Paris, France, 2017, pp. 3394-3396, doi: 10.23919/EuCAP.2017.7928355.
- [5.] O. Atalay, W. R. Kennon and E. Demirok, "Weft-Knitted Strain Sensor for Monitoring Respiratory Rate and Its Electro-Mechanical Modeling," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 15, no. 1, pp. 110-122, Jan. 2015, doi: 10.1109/JSEN.2014.2339739.
- [6.] M. Elgeziry, F. Costa, A. Tognetti and S. Genovesi, "Wearable Sensor for Breath Rate Monitoring," *2022 16th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, Madrid, Spain, 2022, pp. 1-5, doi: 10.23919/EuCAP53622.2022.9769206.
- [7.] C. M. Yang *et al.*, "Textile-based capacitive sensor for a wireless wearable breath monitoring system," *2014 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE)*, Las Vegas, NV, USA, 2014, pp. 232-233, doi: 10.1109/ICCE.2014.6775985.
- [8.] Di Tocco, J.; Raiano, L.; Sabbadini, R.; Massaroni, C.; Formica, D.; Schena, E. A Wearable System with Embedded Conductive Textiles and an IMU for Unobtrusive Cardio-Respiratory Monitoring. *Sensors* **2021**, *21*, 3018. <https://doi.org/10.3390/s21093018>
- [9.] OSA in Professional Transport Operations: Safety, Regulatory, and Economic Impact CHESTVol. 158 Issue 5p2172–2183Published online: June 12, 2020 Indira Gurubhagavatula, Miranda Tan, Aesha M. Jobanputra
- [10.] HRUŠKOVÁ, Jana, Juraj JAKUBÍK, Michal HENDRYCH, et al. Fyziologie – teorie k praktickým cvičením. *MUNI* [online]. Fyziologický ústav, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity: Servisní středisko pro e-learning na MU, Fakulta informatiky Masarykovy univerzity [cit. 2023-07-18]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lf/js21/fyziologie/web/pages/32_elektrookulografie.html
- [11.] ŠAMÁNKOVÁ, Marie, et al. *Základy ošetrovatelství*. 1. vydání. Praha : Karolinum, 2006. 353 s. ISBN 80-246-1091-4.
- [12.] FAIT, Tomáš, Michal VRABLÍK a Richard ČEŠKA. *Preventivní medicína*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Maxdorf, c2011. Jessenius. ISBN 978-80-7345-237-7.
- [13.] Alza, 2023. *Alza* [online]. Praha: Alza [cit. 2023-07-18]. Dostupné z: <https://www.alza.cz/levne-hrudni-pasy-s-bluetooth/18869325.htm#f&cst=1&cud=0&pg=1&pn=1&prod=&sc=400>
- [14.] Alza, 2023. *Alza* [online]. Praha: Alza [cit. 2023-07-18]. Dostupné z: <https://www.alza.cz/samsung-galaxy-watch-5-pro-45mm-sede-d7355692.htm>
- [15.] Hexoskin, 2023. *Hexoskin* [online]. Saint Denis: Hexoskin [cit. 2023-07-18]. Dostupné z: <https://www.hexoskin.com/>

- [16.] Pulzní oxymetr M130, 2023. *Depan* [online]. Praha: Depan [cit. 2023-07-18]. Dostupné z: <https://www.depan.cz/produkt/15/pulzni-oxymetr-depan-m130>.
- [17.] Kurasawa, S.; Koyama, S.; Ishizawa, H.; Fujimoto, K.; Chino, S. Verification of Non-Invasive Blood Glucose Measurement Method Based on Pulse Wave Signal Detected by FBG Sensor System. *Sensors* 2017, 17, 2702. <https://doi.org/10.3390/s17122702>
- [18.] Koyama, S.; Ishizawa, H.; Fujimoto, K.; Chino, S.; Kobayashi, Y. Influence of Individual Differences on the Calculation Method for FBG-Type Blood Pressure Sensors. *Sensors* 2017, 17, 48. <https://doi.org/10.3390/s17010048>
- [19.] DAC, 2023. *Adas* [online]. Olomouc: KATEDRA PSYCHOLOGIE FF UP [cit. 2023-07-18]. Dostupné z: <http://www.adas.upol.cz/system-unava.html>
- [20.] Detekce mrkání řidiče, 2023. *Svethardware* [online]. Česká Republika: svethardware [cit. 2023-07-18]. Dostupné z: <https://www.svethardware.cz/panasonic-vyvinul-system-ai-pro-detekci-unavy-ridice/44935>
- [21.] BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK. Základy lékařské fyziky. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN isbn9788024626451.
- [22.] Patterson R, McNamara E, Tainio M, de Sá TH, Smith AD, Sharp SJ, Edwards P, Woodcock J, Brage S, Wijndaele K. Sedentary behaviour and risk of all-cause, cardiovascular and cancer mortality, and incident type 2 diabetes: a systematic review and dose response meta-analysis. *Eur J Epidemiol.* 2018 Sep;33(9):811-829. doi: 10.1007/s10654-018-0380-1. Epub 2018 Mar 28. PMID: 29589226; PMCID: PMC6133005.
- [23.] Microsleep, 2023. *Sleep Foundation* [online]. Seattle: OneCare Media [cit. 2023-07-25]. Dostupné z: <https://www.sleepfoundation.org/how-sleep-works/microsleep>
- [24.] Respiratory Heartbeat Detection, 2022. *Seed studio* [online]. Shenzhen, China: Seed studio [cit. 2023-07-25]. Dostupné z: <https://www.seedstudio.com/60GHz-mmWave-Radar-Sensor-Breathing-and-Heartbeat-Module-p-5305.html>
- [25.] M. Roudjane *et al.*, "Smart T-Shirt Based on Wireless Communication Spiral Fiber Sensor Array for Real-Time Breath Monitoring: Validation of the Technology," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 18, pp. 10841-10850, 15 Sept.15, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.2993286.
- [26.] DOLEZ, P.I. a J. MLYNAREK, 2016. *Smart Textiles and Their Applications: Smart materials for personal protective equipment: Tendencies and recent developments*. Woodhead Publishing. ISBN 9780081005743.
- [27.] TAO, Xiaoming, ed., [2015]. *Handbook of smart textiles*. 1. Singapore: Springer Reference. ISBN 978-981-4451-44-4.
- [28.] Cakir, Ahmet. (2011). Smart clothing – technology and applications. *Behaviour & IT*. 30. 287-288. 10.1080/0144929X.2011.556868.
- [29.] SCHNEEGASS, Stefan, 2017. *Smart Textiles: Fundamentals, Design, and Interaction*. Editor Oliver AMFT. Cham: Springer. Human-Computer interaction series. ISBN 9783319843230.
- [30.] SCOTT, Richard A., 2005. *Textiles for Protection*. 1. Velká Británie: Woodhead Publishing. ISBN 9781845690977.
- [31.] CRANO, John C. a Robert J. GUGLIELMETTI. *Organic photochromic and thermochromic compounds*. New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers, c1999. ISBN 0306458837.

- [32.] MCCANN, J. a D. BRYSON. *Smart clothes and wearable technology*. Second edition. Cambridge, MA, United Kingdom: Woodhead Publishing, an imprint of Elsevier, [2023]. Textile Institute book series. ISBN 9780128205778.
- [33.] ETTLER CSC., doc. MUDr. Karel, Mgr. Jitka LUDVÍKOVÁ, MUDr. Veronika WERTZOVÁ PH.D., Ing. Bc. Katarína ZELOVÁ PH.D., doc. Ing. Antonín HAVELKA CSC., Ing. Miroslav TICHÝ a Ing. Marie VRBOVÁ, 2022. Sociální, psychologické a zdravotní dopady nošení obličejových roušek u dětí. *Pediatric pro praxi* [online]. **2022**(4), 4 [cit. 2023-08-08]. Dostupné z: doi:10.36290/ped.2022.004
- [34.] Sleep Apnea, 2022. *MERCK MANUAL* [online]. USA: Merck & Co. [cit. 2023-08-08]. Dostupné z: <https://www.merckmanuals.com/home/lung-and-airway-disorders/sleep-apnea/sleep-apnea#top>
- [35.] NASR, G.G. a N.E. CONNOR. *Natural Gas Engineering and Safety Challenges* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2014 [cit. 2023-08-09]. ISBN 978-3-319-08947-8. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-08948-5
- [36.] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN isbn80-247-0512-5.
- [37.] Základy elektrokardiografie, 2019. *Slideplayer* [online]. česká republika: ÚPF LF [cit. 2023-08-09]. Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/3830021/12/images/21>

Seznam Obrázků

- Obr. 1 schéma komponent použitých ve SMART oděvu
- Obr. 2 Li-ion smart baterie Panasonic
- Obr. 3 Spojení smart trika s lékařským personálem
- Obr. 4 Analýza kmitů, vln a intervalů [37]
- Obr. 5 Hrudní pás s technologií Bluetooth [13]
- Obr. 6 Monitorovací triko Hexoskin
- Obr. 7 Záznam dechové frekvence a fyzické aktivity
- Obr. 8 Umístění senzoru v triku Hexoskin
- Obr. 9 Senzor vpletený do struktury pásu [5]
- Obr. 10 Umístění rezonátoru vůči snímači [6]
- Obr. 11 Schéma umístění senzorů [8]
- Obr. 12 Rouška s integrovaným senzorem [4]
- Obr. 13 Blokové schéma zapojení FBG
- Obr. 14 Pulzní oxymetr M 130 [16]
- Obr. 15 DAC [19]
- Obr. 16 Soustava čidel [20]
- Obr. 17 Podstata FBG senzoru
- Obr. 18 Data před odfiltrováním šumu
- Obr. 19 Data po odfiltrování šumu
- Obr. 20 Návrh umístění senzorů
- Obr. 21 FBG senzor umístěný na zápěstí
- Obr. 22 FBG senzor umístěný na paži
- Obr. 23 FBG senzor umístěný na krku
- Obr. 24 Umístění FBG senzorů na probandovi
- Obr. 25 Umístění FBG senzorů pro měření dechové frekvence
- Obr. 26 Umístění senzorů na testovacím subjektu
- Obr. 27 Umístění senzorů – poloha vsedě
- Obr. 28 Zdrojový kód v programu Matlab
- Obr. 29 Analýza dat při bdělém stavu
- Obr. 30 Analýza dat při únavě
- Obr. 31 Analýza dat během spánku
- Obr. 32 Analýza dat probanda
- Obr. 33 sestavený model senzoru
- Obr. 34 Rozložený model senzoru
- Obr. 35 IIC I2C gyroskop + akcelerometr
- Obr. 36 Vodivá dráha vyšitá do struktury
- Obr. 37 Radarový snímač MR60BHA1
- Obr. 38 Schéma umístění snímače
- Obr. 39 Ohybové čidlo s ochrannými kryty
- Obr. 40 Návrh měřicího trika s integrovaným senzorem
- Obr. 41 Prototyp měřicího trika
- Obr. 42 Schéma zapojení
- Obr. 43 Grafické znázornění zapojení ohybového senzoru
- Obr. 44 Simulátor řízení

Obr. 45 Simulátor řízení s řidičem
Obr. 46 Simulátor řízení – pohled do vozu
Obr. 47 ukázka záznamu dat v excelu
Obr. 48 rozhraní Matlab 2021
Obr. 49 Ukázka vodivé dráhy ve struktuře
Obr. 50 Oblast měření
Obr. 51 Vodivá nit v řezu
Obr. 52 Průběh měření
Obr. 53 Řídicí jednotka druhé generace
Obr. 54 schema zapojení řídicí jednotky 3 generace
Obr. 55 Návrh optimalizace senzorů
Obr. 56 Vliv přesnosti měření
Obr. 57 Kalibrace prahové hodnoty
Obr. 58 Umístění senzorů

Seznam Tabulek

Tabulka 1 Tabulkové hodnoty dechové frekvence podle věku

Tabulka 2 Statistický rozdíl mezi bdělostí a spánkem

Seznam Grafů

graf 1 Nefiltrovaná data – spánek
graf 2 Filtrovaná data - spánek
graf 3 Nefiltrovaná data – bdělý stav
graf 4 Nefiltrovaná data – únava
graf 5 Záznam dechové frekvence – bdělý stav
graf 6 Záznam dechové frekvence – spánek
graf 7 Záznam dechové frekvence – bdělý stav
graf 8 Záznam dechové frekvence – bdělý stav
graf 9 Záznam dechové frekvence
graf 10 Záznamová frekvence 0,2 sekundy
graf 11 Záznamová frekvence 0,3 sekundy
Graf 12 Záznamová frekvence 0,4 sekundy
Graf 13 Záznamová frekvence 0,5 sekundy
Graf 14 Záznamová frekvence 1 sekunda
graf 15 Nástup únavy během řízení
graf 16 analýza dat – bdělý stav
graf 17 analýza dat – únava
graf 18 analýza dat – spánek
graf 19 Analýza naměřených dat během řízení
graf 20 analýza dat – vleže
graf 21 Analýza dat – vestoje 1 Hz
graf 22 analýza dat – vestoje 200 Hz (modifikace řídicí jednotky)
graf 23 analýza dat – vsedě 200 Hz

Přílohy

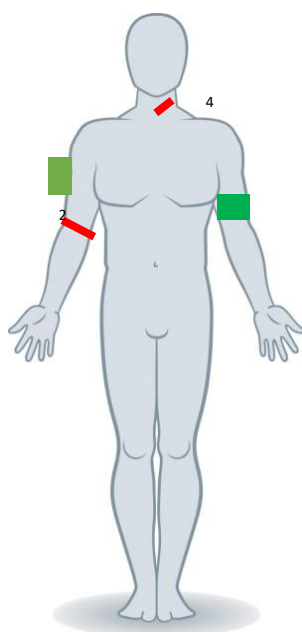
Příloha 1: Průběh experimentu měření životních funkcí za pomoci FBG

Den 1.

Nastavení rotopedu: zátěž č. 7

- první den experimentu bylo testováno měření při nepřerušované jízdě, a to jak FBG senzory, tak standardní lékařskou jednotkou. K experimentu byly použity dva FBG senzory, jeden umístěn na krku a druhý na paži. Umístění senzoru je znázorněno na Obr. 58.

Červené zóny značí umístění FBG senzorů, žlutá oblast je umístění základní jednotky a zelená oblast značí standardní lékařský senzor.



Obr. 58 Umístění senzorů

Den 2.

Rozmístění senzorů je shodné s předchozím dnem a je možno je vidět na Obr. 58.

Průběh experimentu byl rozdělen do několika fází:

- 1. fáze – měření v klidové poloze. 10x20 s v intervalu 30 vteřin
- 2. fáze – měření při zátěži. 20x20 s v intervalu 1 min. s přerušovaným šlapáním
- 3. fáze – 5min. fyzická zátěž bez měření
- 4. fáze – relaxace 10x20 s v intervalu 30 vteřin

Zátěž rotopedu nastavena na č. 7

Rychlost šlapání 20 km/h

Den 3.

Rozmístění senzorů je shodné s předchozím dnem a je možno je vidět na Obr. 58.

Průběh experimentu byl rozdělen do několika fází:

- 1. fáze – měření v klidové poloze. 10x20 s v intervalu 30 vteřin
- 2. fáze – měření při zátěži. 25x20 s v intervalu 1 min. s přerušovaným šlapáním
- 3. fáze – 5min. fyzická zátěž bez měření
- 4. fáze – relaxace 10x20 s v intervalu 30 vteřin

Zátěž rotopedu nastavená na č. 7.

Rychlost šlapání 20-25 km/h

Den 4.

Rozmístění senzorů je shodné s předchozím dnem a je možno je vidět na Obr. 58.

Průběh experimentu byl rozdělen do několika fází:

- 1. fáze – měření v klidové poloze. 10x20 s v intervalu 30 vteřin
- 2. fáze – měření při zátěži. 30x20 s v intervalu 1 min. s přerušovaným šlapáním.
- 3. fáze – 5min. fyzická zátěž bez měření
- 4. fáze – relaxace 10x20 s v intervalu 30 vteřin

Zátěž rotopedu nastavená na č. 7.

Rychlost šlapání 20-25 km/h

Den 5.

Rozmístění senzorů je shodné s předchozím dnem a je možno je vidět na Obr. 58.

Průběh experimentu byl rozdělen do několika fází:

- 1. fáze – měření v klidové poloze. 10x20 s v intervalu 30 vteřin
- 2. fáze – měření při zátěži. 15x20 s v intervalu 2 min. s přerušovaným šlapáním
- 3. fáze – 5min. fyzická zátěž bez měření
- 4. fáze – relaxace 20x20 s v intervalu 30 vteřin

Zátěž rotopedu nastavená na č. 7

Rychlost šlapání 20-25 km/h

Den 6.

Rozmístění senzorů je shodné s předchozím dnem a je možné je vidět na Obr. 58.

Průběh experimentu byl rozdělen do několika fází:

- 1. fáze – měření v klidové poloze. 10x20 s v intervalu 30 vteřin
- 2. fáze – měření při zátěži. 15x20 s v intervalu 2 min. s přerušovaným šlapáním
- 3. fáze – 5min. fyzická zátěž bez měření

- 4. fáze – relaxace 20x20 s v intervalu 30 vteřin

Zátěž rotopedu nastavená na č. 7

Rychlost šlapání 20-25 km/h

Den 7.

Rozmístění senzorů je shodné s předchozím dnem a je možno je vidět na Obr. 58.

Průběh experimentu byl rozdělen do několika fází:

- 1. fáze – měření v klidové poloze. 10x20 s v intervalu 30 vteřin
- 2. fáze – měření při zátěži. 15x20 s v intervalu 2 min. s přerušovaným šlapáním
- 3. fáze – 5min. fyzická zátěž bez měření
- 4. fáze – relaxace 20x20 s v intervalu 30 vteřin

Zátěž rotopedu nastavená na č. 7

Rychlost šlapání 20-25 km/h

Den 8.

Rozmístění senzorů je shodné s předchozím dnem a je možno je vidět na Obr. 58.

Průběh experimentu byl rozdělen do několika fází:

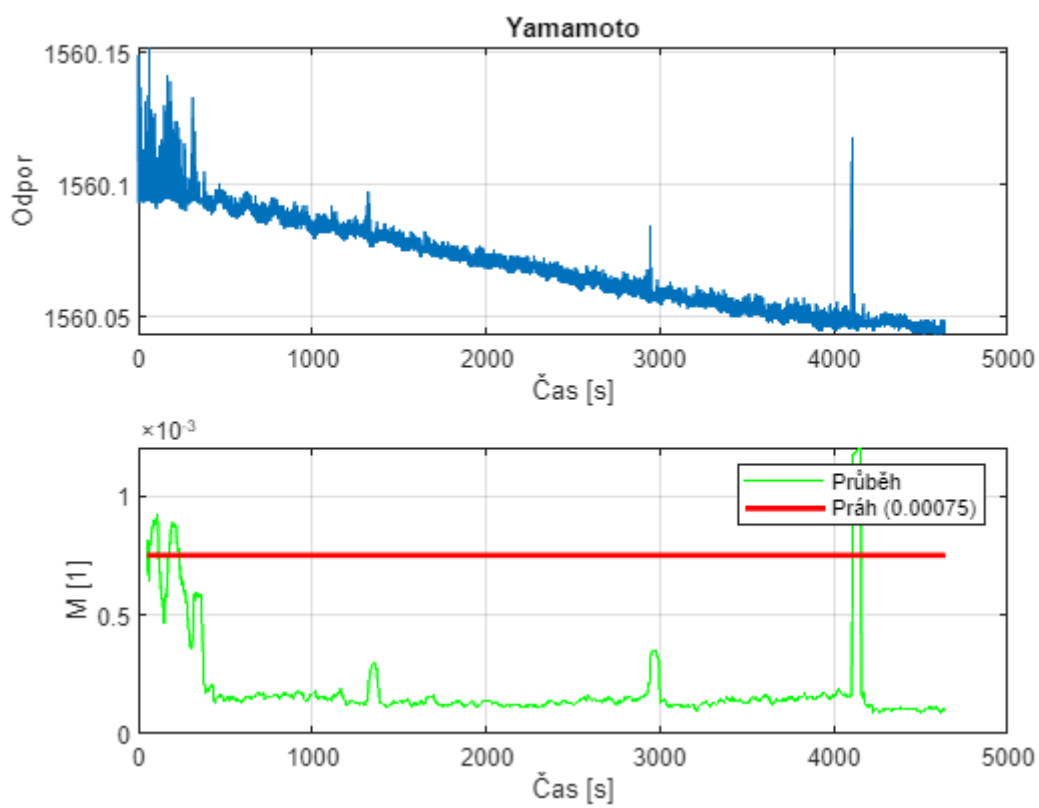
- 1. fáze – měření v klidové poloze. 10x20 s v intervalu 30 vteřin
- 2. fáze – měření při zátěži. 15x20 s v intervalu 2 min. s přerušovaným šlapáním
- 3. fáze – 5min. fyzická zátěž bez měření
- 4. fáze – relaxace 20x20 s v intervalu 30 vteřin

Zátěž rotopedu nastavená na č. 7

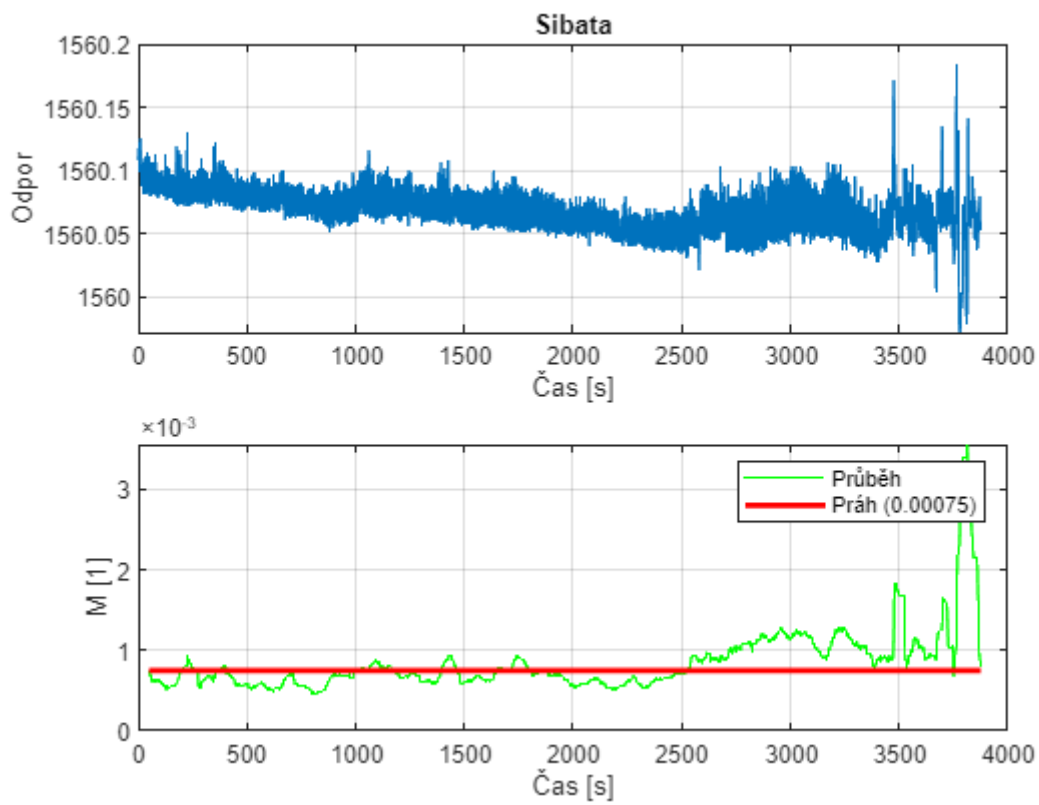
Rychlost šlapání 20-25 km/h

Příloha 2: Analýza naměřených dat u probandů

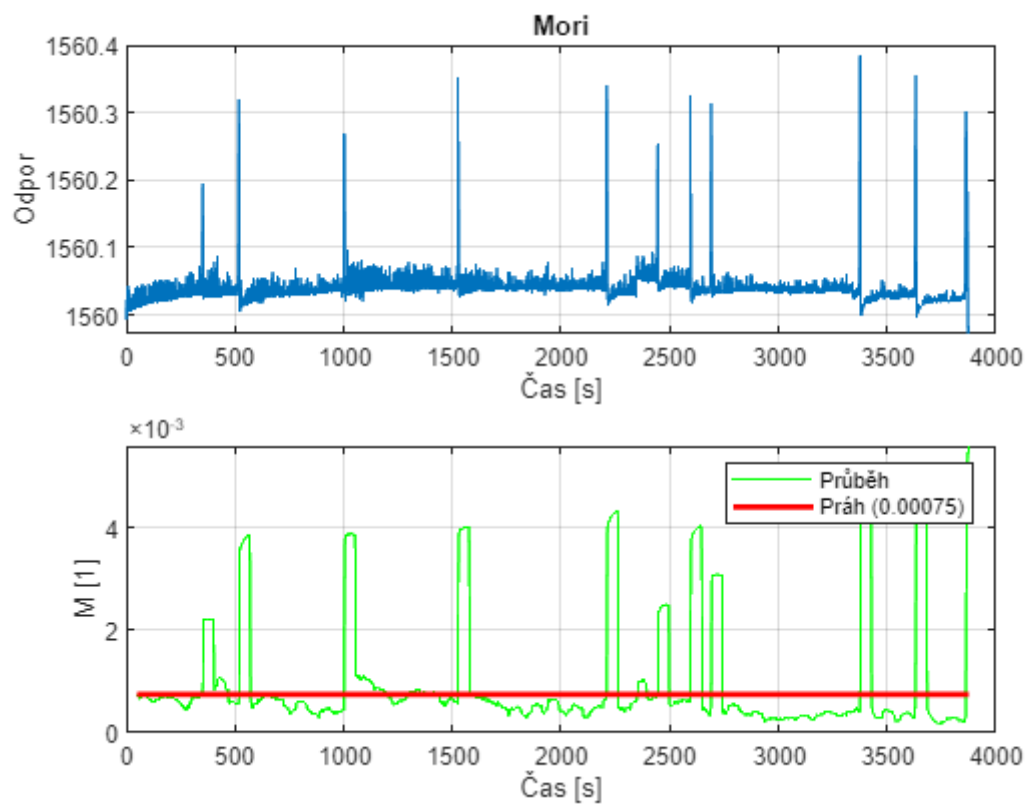
Proband č.1



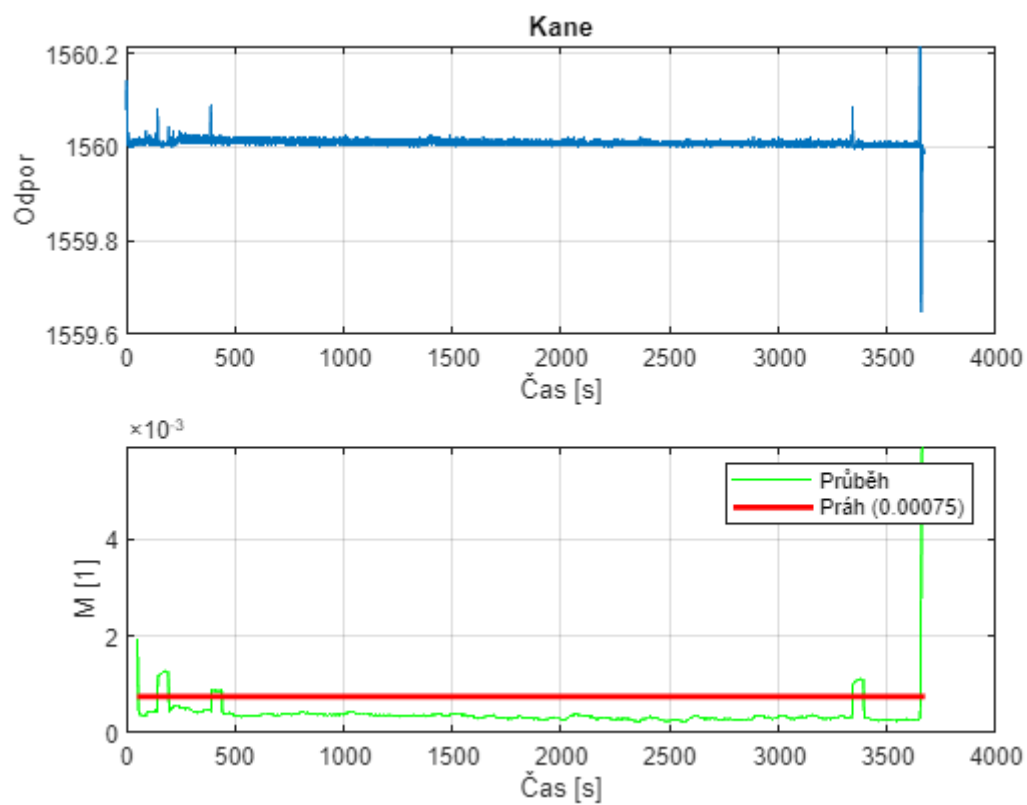
Proband č.2



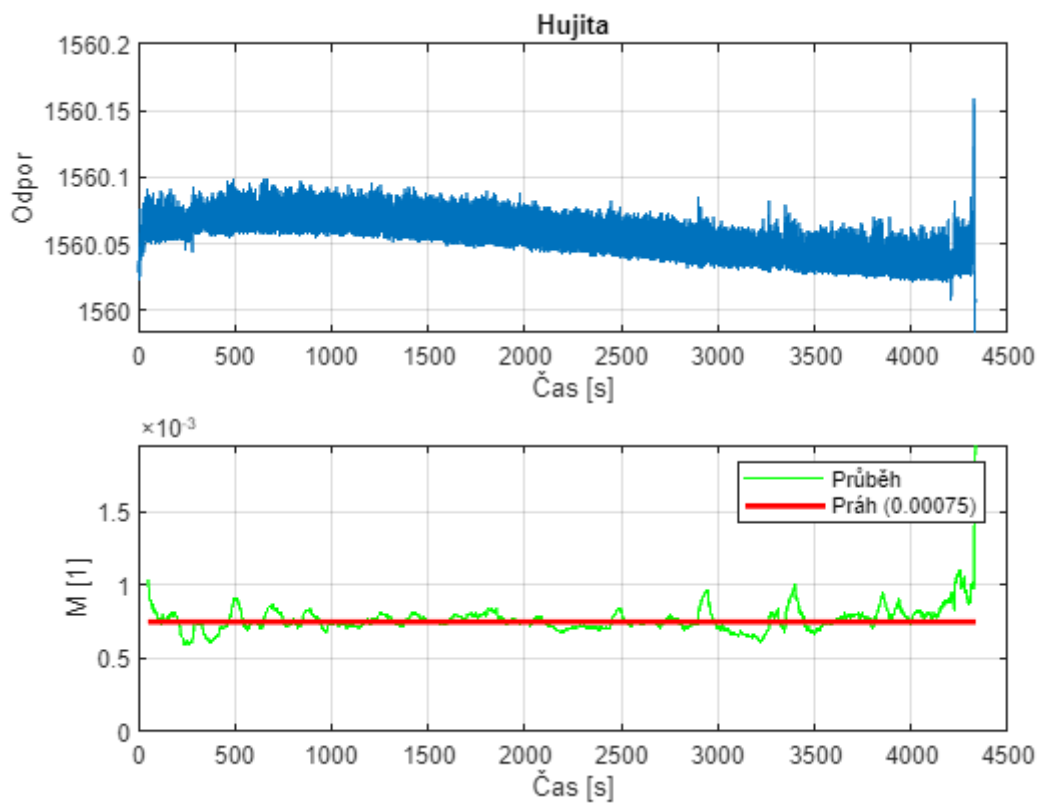
Proband č.3



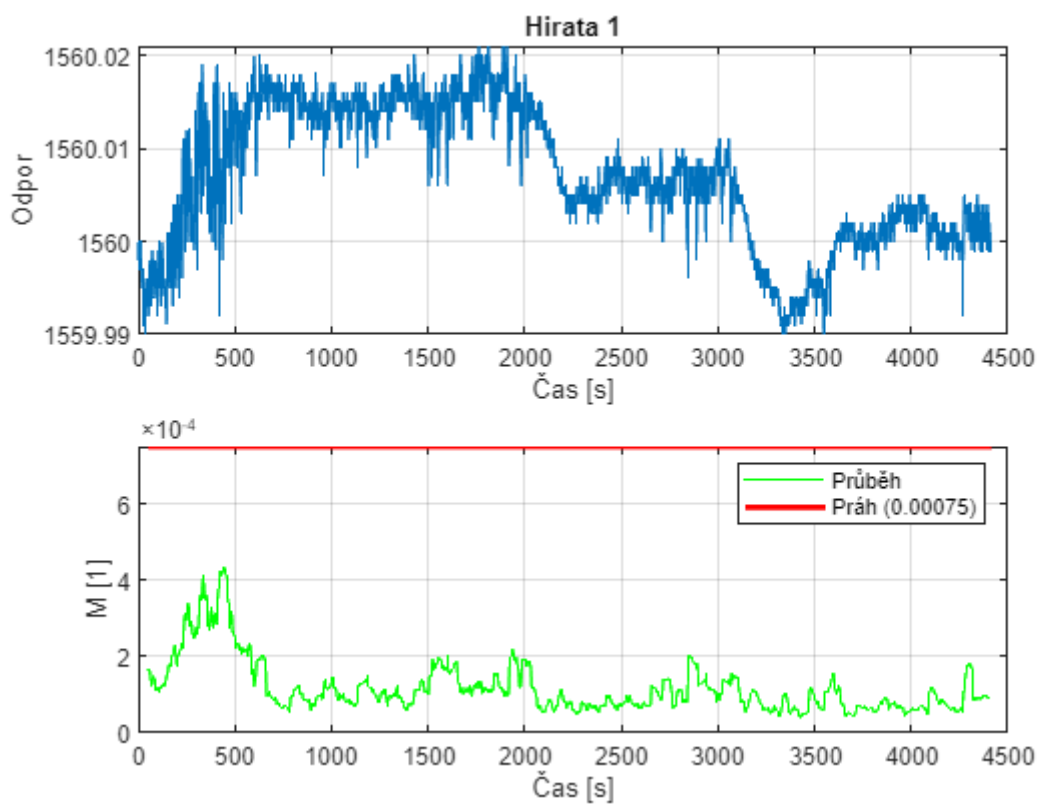
Proband č.4



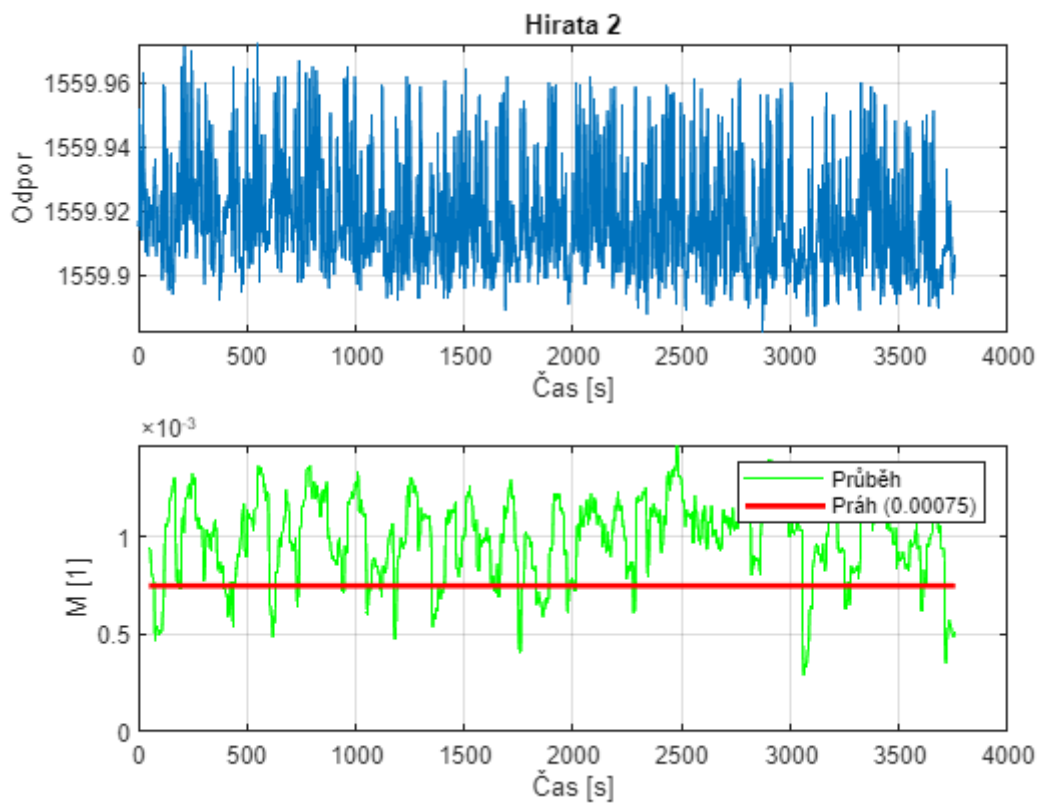
Proband č.5



Proband č.5-1



Proband č.5-2





Faculty of Textile Science
and Technology
Shinshu University

Faculty of Textile Science and Technology
Shinshu University

3-15-1, Tokida, Ueda City, Nagano Prefecture, 386-8567 Japan
Phone: + 81 - 268 - 21 - 5400 Facsimile: + 81 - 268 - 21 - 5400

Department of Clothig Technologies, Faculty of Textile Engineering,
Technical University of Liberc, Czech Republic

To Whom It May Cocern:

Re: Mr. Michal Martinka

This is to confirm that Michal Martinka has successfully completed his study visit in Shinshu University, from 1 August 2018 until 31 October. During his visit, he carried out research in the Fiber Bragg Grating sensor application to healthcare clothing environment as well as in the instrumentation and measurement for advanced textile engineering. I would believe that he is so a good young man that he could be the best bridge between Japan and Czech. All the students in my laboratory like him and enjoyed to work with him.

I would say without any doubt that Mr. Michal Martinka would lead the world leader in the near future.

Score level: **Excellent**. In short, I set the highest valuation on his research ability.

Yours sincerely,

15 October 15, 2018

Prof. Hiroaki Ishizawa.

Head of the Research Division of Smart Textiles

Institute for Fiber Engineering (IFES)

Interdisciplinary Cluster for Cutting Edge Research (ICCER)

Shinshu University

Phone: +81-268-21-5400

E-mail: zawa@shinshu-u.ac.jp



**Faculty of Textile Science and Technology
Shinshu University**

3-15-1 Tokida, Ueda-shi, Nagano, 386-8567, Japan
Phone: +81 268. 21. 5500
Fax: +81 268. 21. 5318

Date: 29 November 2022

To Whom It May Concern

Mr. Michal Martinka

This is to confirm that Michal Martinka has successfully completed his study visit in Shinshu University, from 1 November 2022 until 30.

During his visit, he studied the application of Fiber Bragg Grating (FBG) sensors to develop the smart textile products. The FBG sensor is an optical fiber type strain sensor, and that can measure chest vibrations caused by breathing. He attached the sensor to the subject's chest and measured changes in breathing rate during sleep induction. And he presented the preliminary result of the measurement at our seminar on November 28th. In addition, he and I talked and agreed to submit an international joint article in the near future.

He is very nice guy, and all the students in my laboratory enjoyed to work with him. I would like to continue researching with him in the future. In the near future, he will be a leading researcher in the smart textile field.

I rate his work as "Excellent".

Sincerely yours,

Shouhei Koyama 

Shouhei KOYAMA, Ph.D.
Associate Professor
Faculty of Textile Science and Technology
Shinshu University