

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

Ing. Michal Martinka

AUTOREFERÁT DISERTAČNÍ PRÁCE

Název disertační práce: **Aplikace nositelné elektroniky a senzorů do profesních oděvů a oděvů pro volný čas**

Autor: **Ing. Michal Martinka**

Program doktorského studia: **Textilní technika a materiálové inženýrství**

Forma studia: **Prezenční**

Školící pracoviště: **FT, katedra oděvnictví**

Školitel: **doc. Ing. Antonín Havelka, CSc.**

Složení komise pro obhajobu disertační práce:

předseda:

prof. Ing. Luboš Hes, DrSc., Dr.h.c. FT TUL, katedra hodnocení textilií

místopředseda:

prof. Ing. Jakub Wiener, Ph.D. FT TUL, katedra materiálového inženýrství

doc. Ing. Tomáš Blecha, Ph.D. (oponent) ZČÚ v Plzni, Fakulta elektrotechnická, katedra materiálů a technologií

doc. Ing. David Cirkl, Ph.D. FS TUL, katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

doc. Ing. Pavel Pokorný, Ph.D. FT TUL, katedra netkaných textilií a nanovláknenných materiálů

doc. Ing. Pavel Smrčka, Ph.D. (oponent) ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství, katedra komunikačních a informačních technologií v lékařství

doc. Ing. Martina Víková, Ph.D. FT TUL, katedra materiálového inženýrství

Ing. Petra Komárková, Ph.D. FT TUL, katedra oděvnictví

Ing. Radek Soukup, Ph.D. ZČÚ v Plzni, Fakulta elektrotechnická, Katedra materiálů a technologií

S disertační prací je možno seznámit se na studijním oddělení doktorského studia Fakulty textilní Technické univerzity v Liberci.

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

Abstract

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

Obsah

1	Úvod	1
2	Cíle disertační práce	5
3	Přehled o současném stavu problematiky	6
	Měření pomocí pneumotachografu	14
	Měření pomocí turbíny	14
	Měření rozdílem tlaku	14
	Měření za pomoci horkého drátku ochlazovaného dechem	14
	Sledování pohybu hrudníku.....	15
4	Příprava a provedení experimentů	15
4.1	Vytipování vhodného čidla pro monitorování dechu	15
	Senzor pracující na principu odporového potenciometru.....	16
	Tříosý akcelerometr.....	18
	Vodivá vlákna všitá do struktury textilie	19
	Dopplerův radar	20
	Ohybové čidlo.....	22
	Monitorování dechové frekvence za pomoci ohybového čidla.....	23
4.2	Měření referenčních hodnot u probanda	23
	Bdělý stav probanda.....	23
	Únava probanda.....	23
	Spánek probanda.....	23
	Simulace řízení.....	23
4.3	Naměřené hodnoty	25
	Poloha probanda vsedě.....	25
	Poloha probanda vestoje.....	25
	Poloha probanda vleže	25
5	Výsledky a diskuze	26
	Analýza naměřených dat – bdělý stav probanda	26
	Analýza naměřených dat – únava (pokles intenzity dechu)	27
	Analýza naměřených dat – spánek.....	28
	Analýza naměřených dat během simulovaného řízení (průběh únavy)	29
	Analýza naměřených dat vleže	30
	Analýza naměřených dat v poloze vestoje	31
	Analýza naměřených dat v poloze vestoje – 200 Hz	32
	Analýza naměřených dat v poloze vsedě	33
	Přesnost měření	33
6	Doporučení na pokračování práce v daném tématu a oboru	34
7	Seznam publikovaných prací studenta DSP (včetně uvedení všech spoluautorů publikovaných prací a jejich autorských podílů) a jejich případné citace	35
8	Seznam použité literatury	36
9	Curriculum Vitae	39
10	Stručná charakteristika dosavadní odborné, výzkumné a vědecké činnosti	41
11	Vyjádření školitele doktoranda	43
12	Oponentské posudky disertační práce	45

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 přidělaný 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 přišítkem 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

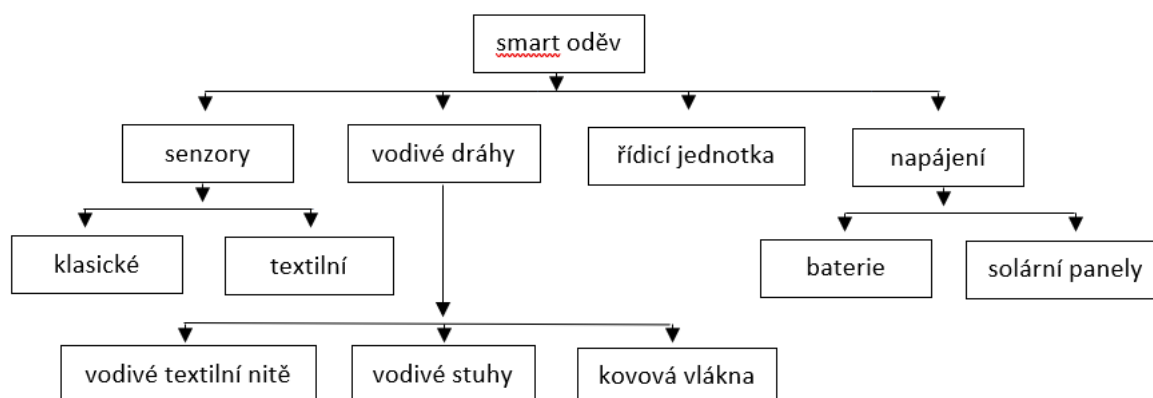
s funkčností elektronických prvků:

- 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 součástek do jisté míry komplikuje recyklaci nefunkčního výrobku. Z tohoto hlediska se jeví jako lepší řešení použití elektronických součástek, 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.

Konstrukce smart oděvu



Obr. 1 schéma komponent použitých ve SMART oděvu

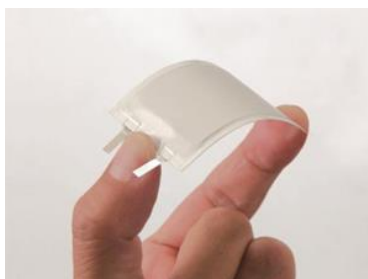
Základní jednotkou jsou vstupní periferie (senzory, čidla), které poskytují vstupní data. Takto získaná data se posílají do řídicí jednotky. Senzorů a čidel existuje několik typů, přičemž se dají rozdělit do dvou základních skupin:

- 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 stuhy 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 stuhy 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.

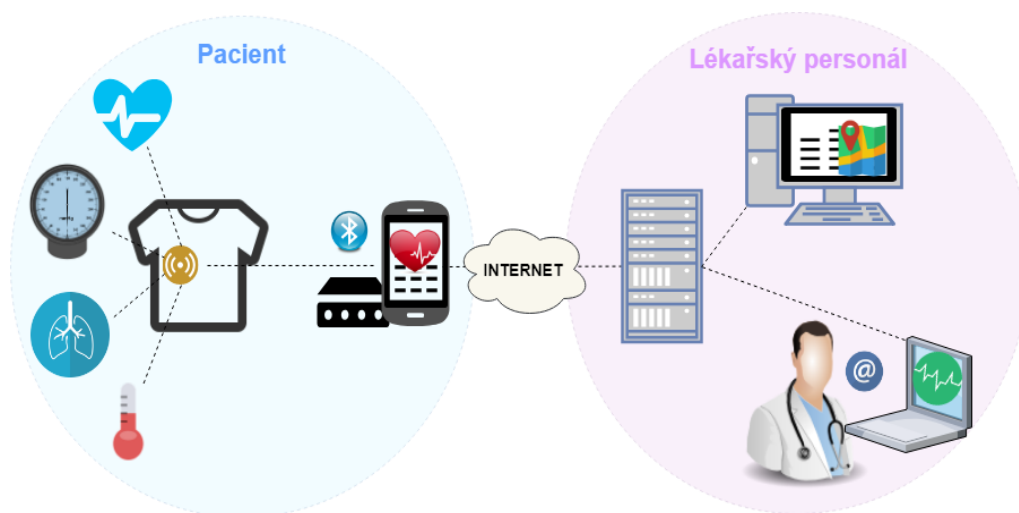
V odborné medicínské publikaci „Memorix Fyziologie“ od Roberta F. Schmidta z roku 1993 [1] můžeme zjistit tabulkové hodnoty životních funkcí, převážně plicní ventilace. Plicní ventilace je v této publikaci rozepsaná podle věku probanda a rozdělena jak na dechovou frekvenci, tak na objem vzduchu. Rovněž 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 Cíle disertační práce

Cílem této práce je navrhnout a vytvořit smart oděv s integrovaným senzory systém určeným pro monitorování životních funkcí, především pak dechové frekvence. Celý senzory 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 senzory 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 potenciální 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 pracovníka 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 Přehled o současném stavu problematiky

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, strojvůdci, 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:

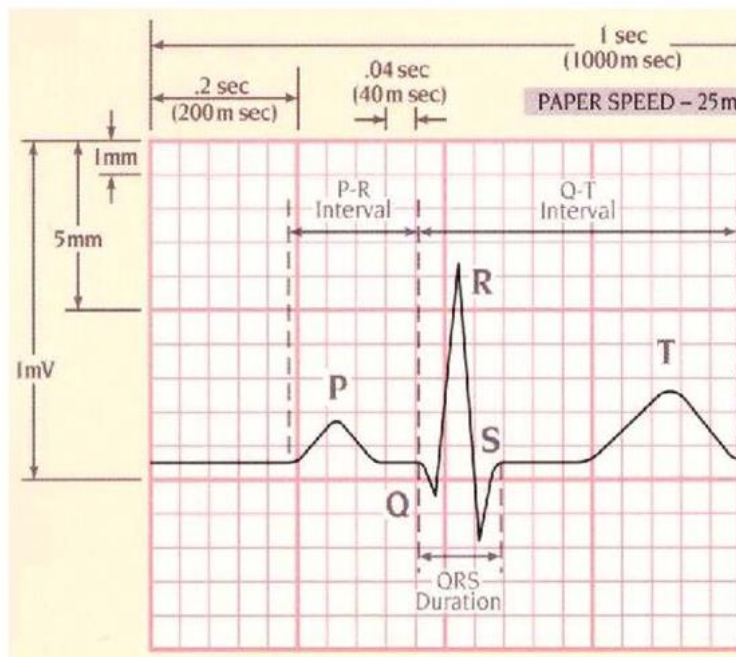
$$RR = \frac{(t_{n-1} - t_n)}{60} \quad (1)$$

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.



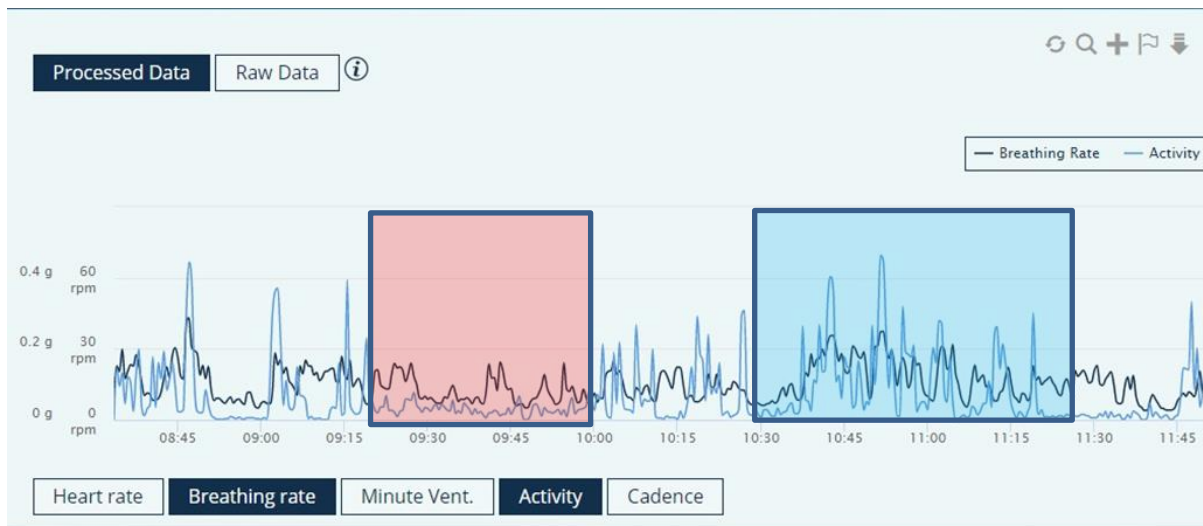
Obr. 5 Hrudní pás s technologií Bluetooth [13]

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.

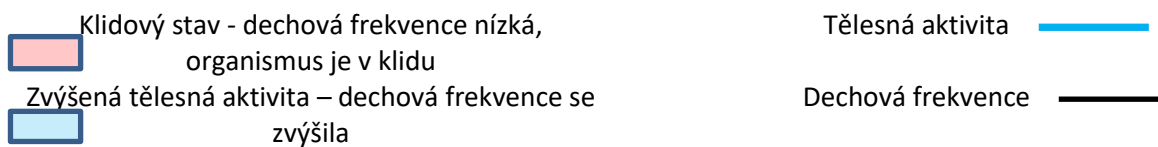


Obr. 6 Monitorovací triko Hexoskin

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.

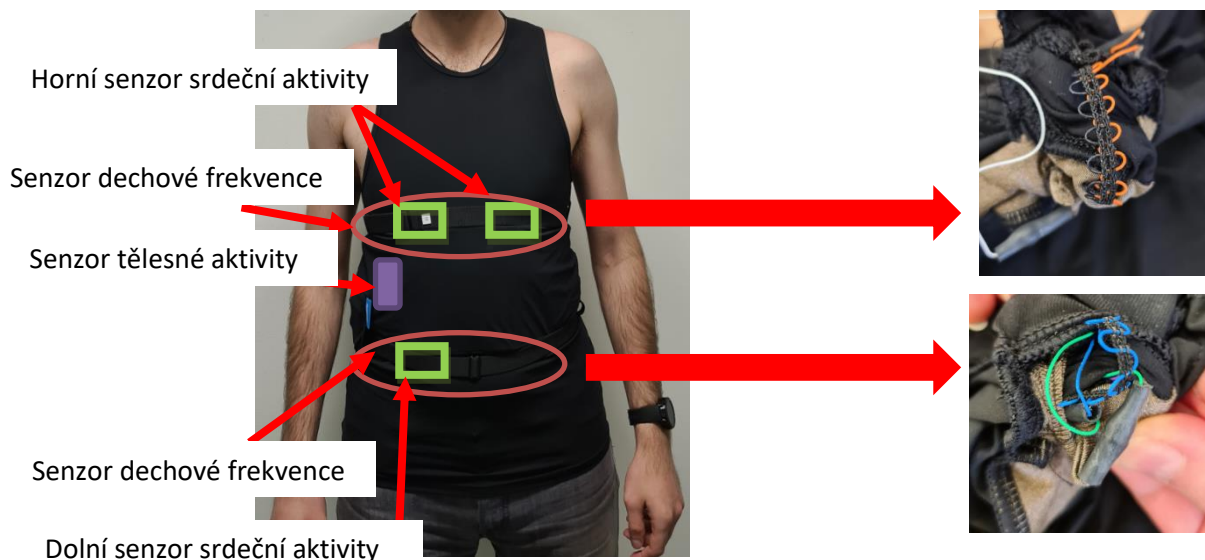


Obr. 7 Záznam dechové frekvence a fyzické aktivity



Při klidovém stavu se dechová frekvence výrazně sníží. Je to dáno tím, že organismus nespotřebává 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 senzorů s pokožkou. Použití těchto stahovacích pásů působí značný diskomfort. Rovněž pořizovací cena smart trika je poměrně vysoká (cca 15 000Kč).

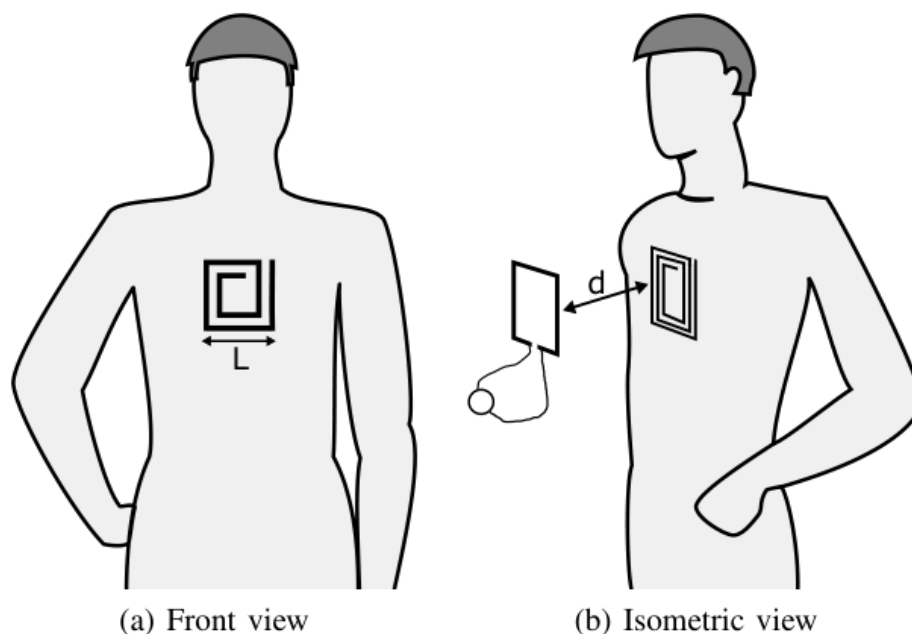
Použití stahovacích pásů k měření životních funkcí je poměrně rozšířená praxe. V článku „Weft-knitted Strain Sensor for Monitoring Respiratory Rate and Its Electro-Mechanical Modeling“ [5] slouží

textilní pás jako nosič senzoru pracující na principu změny elektrického odporu způsobené pohybem hrudníku při dýchání. Senzor je vyroben z vodivé přize a vpleten do struktury textilního pásu.



Obr. 9 Senzor vpletený do struktury pásu [5]

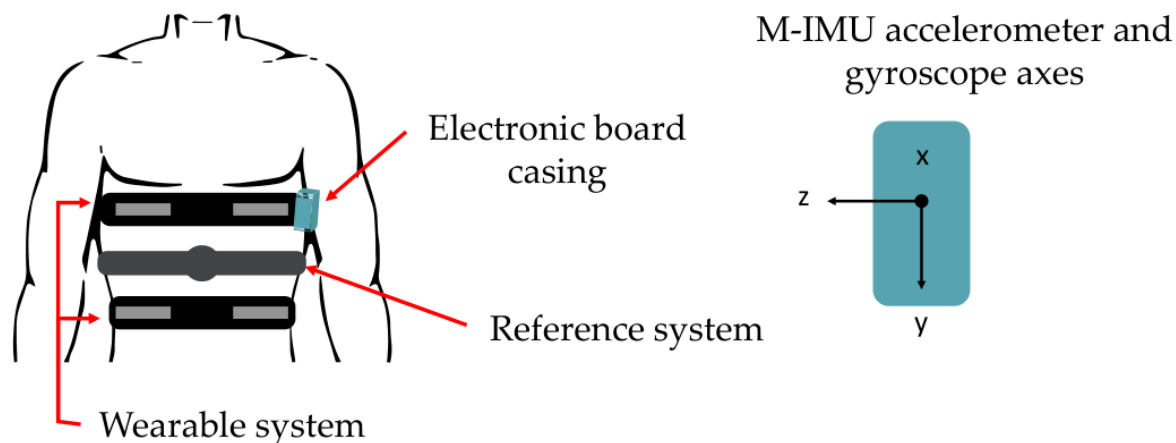
Použití stahovacího pásu vyžaduje i metoda měření dechové frekvence za pomoci kapacitních snímačů. V tomto případě se dechová frekvence měří změnou tlaku, který působí hrudní koš na senzor během nádechů. Metoda je popsána v článku „Textile-based Capacitive Sensor for a Wireless Wearable Breath Monitoring System“ [7]. Sensory 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.

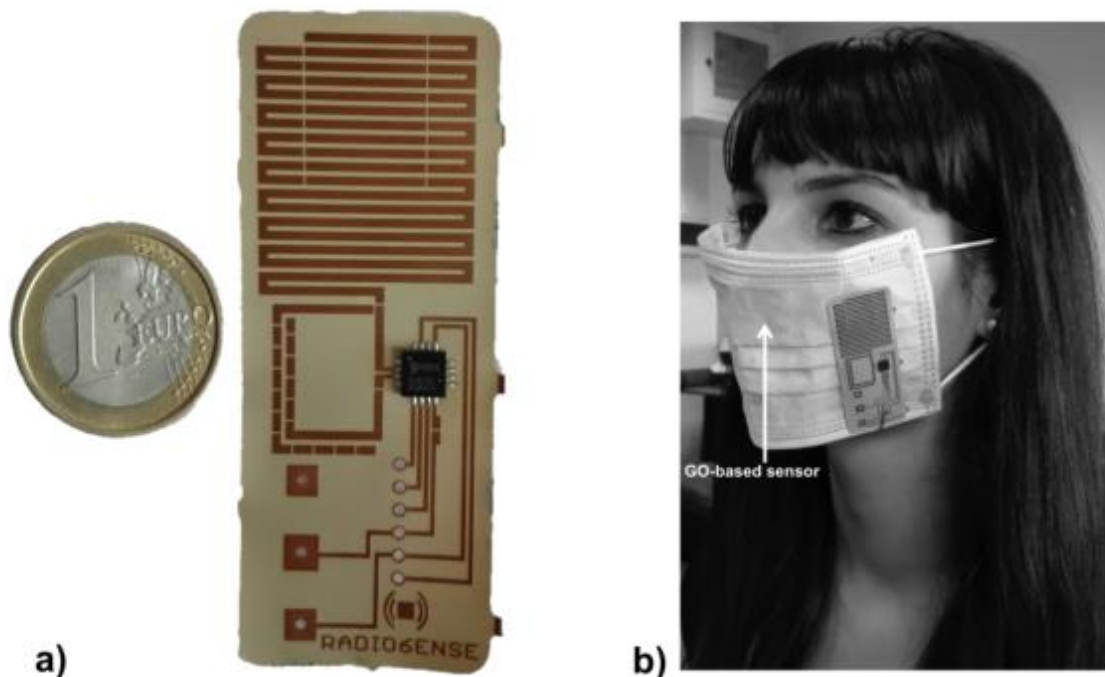
Ze všech dostupných zdrojů vyplývá, že použití stahovacího pásu způsobuje značný diskomfort a nehodí se pro dlouhodobé použití. Z toho důvodu je snaha tuto metodu nahradit a stahovací pás nepoužívat. To je příklad článku „A Wearable System with Embedded Conductive Textiles and an IMU for Unobtrusive 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]

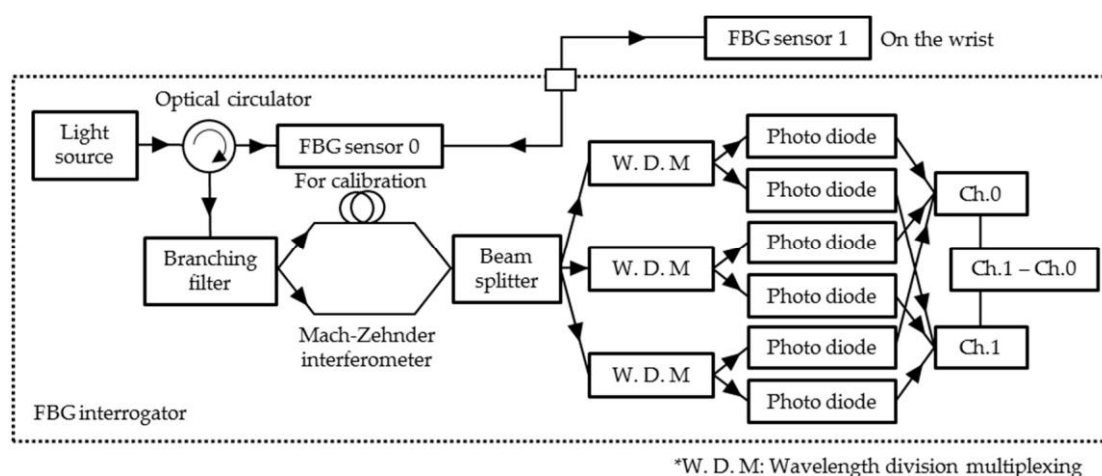
Pružná anténa umístěná v roušce (masce) pracuje na principu změny kapacity v závislosti na tlaku působícím během dýchání. Obličejová maska s integrovanými senzory je schopná zaznamenávat data z jednotlivých cyklů nádechů a výdechů v reálném čase. Použití masky jako nositele sensorového pole ovšem přináší 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 (2), 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:

$$\lambda_{bragg} = 2n_{eff} \Lambda$$

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 μe a citlivostí měření $\pm 0,1$ 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:

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

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 ochlazeného 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

4 Příprava a provedení experimentů

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

4.1 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:

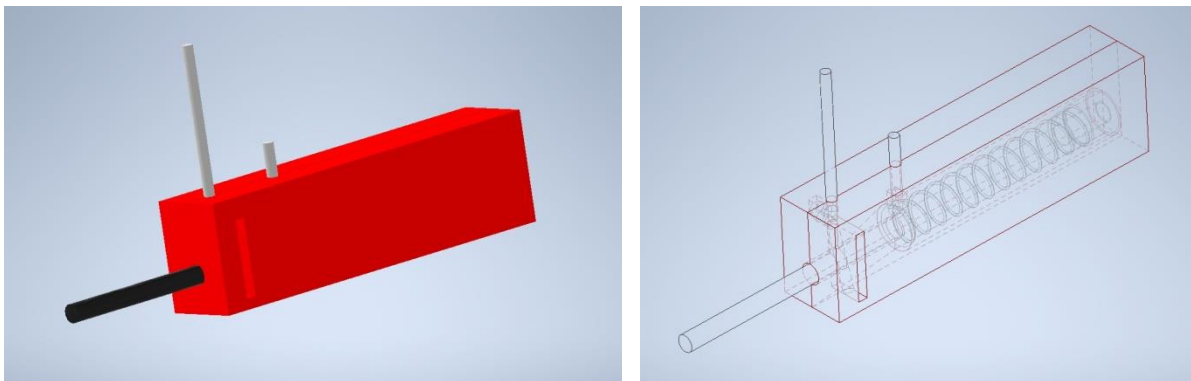
- senzor pracující na principu odporového potenciometru - změnou délky mezi dvěma sondami se měří změna odporu vodivého vlákna;
- tříosý akcelerometr měří pohyb senzoru v osách x, y a z a zrychlení v těchto třech osách;
- vodivá vlákna všitá do struktury textilie - při dýchání dochází k roztahování vlákna, 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.

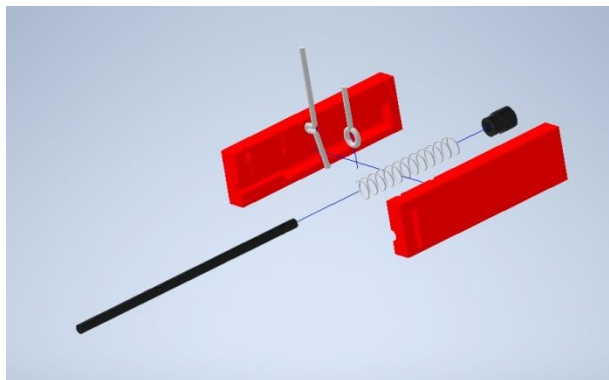
Na základě provedené rešerše byla jako jedna z možností pro měření životních funkcí a dechové frekvence stanovena technologie FBG senzorů. Tato technologie není ovšem v České republice rozšířena, z toho důvodu byla realizována zahraniční stáž na univerzitě Shinshu v Japonsku, kde ve spolupráci s profesory 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 **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů..**

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.

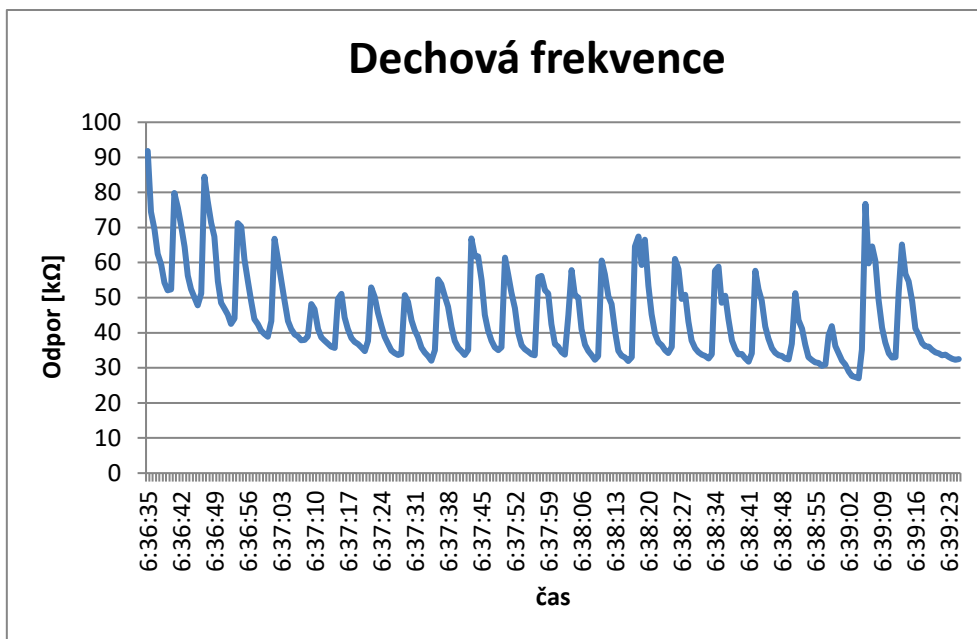


Obr. 14 sestavený model senzoru



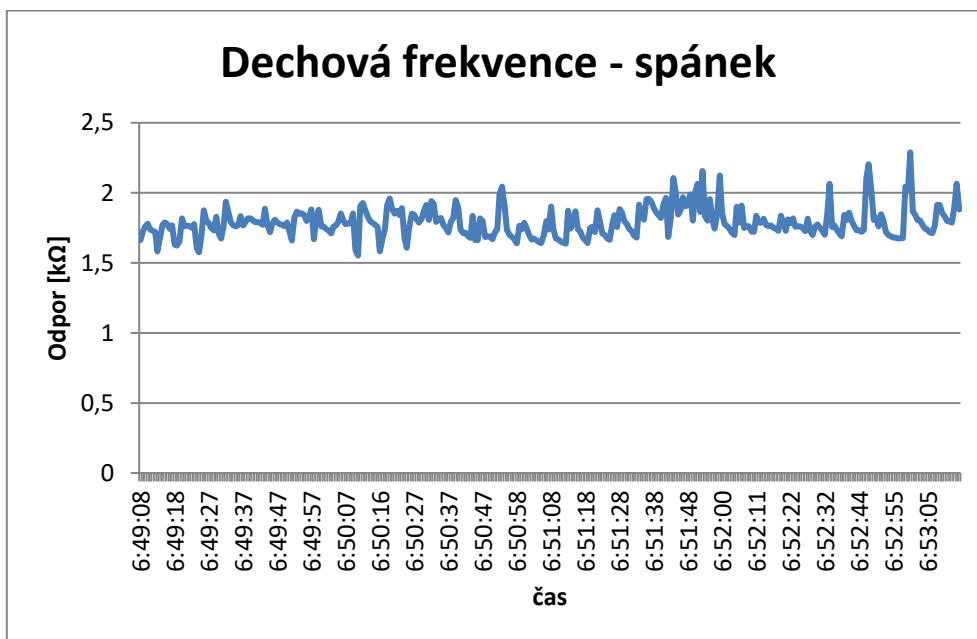
Obr. 15 Rozložený model senzoru

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 1.



graf 1 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.



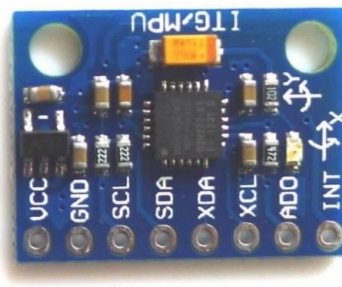
graf 2 Záznam dechové frekvence – spánek

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).

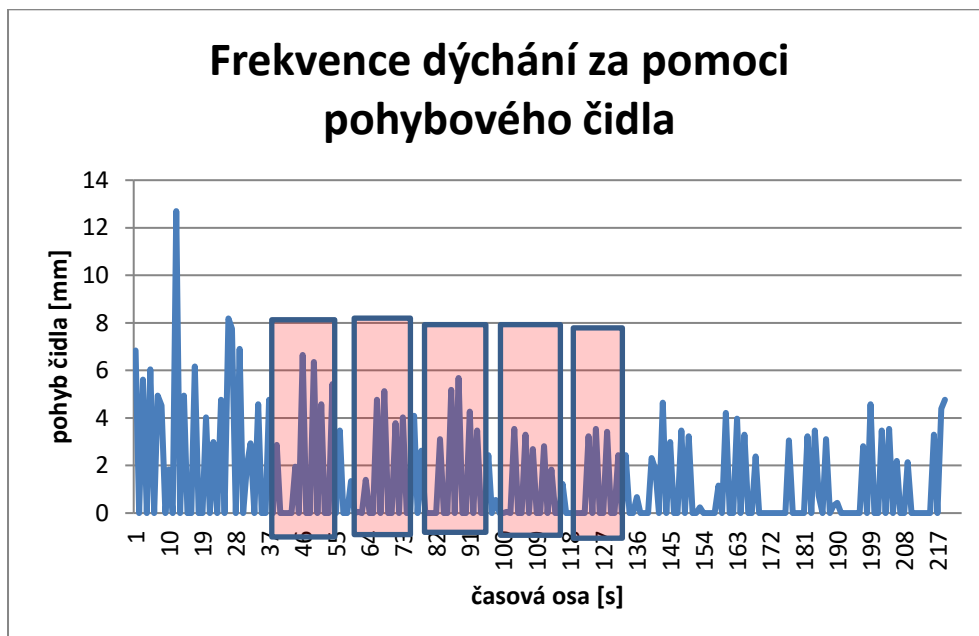
Výhody navrženého systému spočívají v jeho jednoduchosti, spolehlivosti a možnosti snadného vyhodnocení dat.

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.

Třiosý akcelerometr



Obr. 16 IIC I2C gyroskop + akcelerometr



graf 3 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.

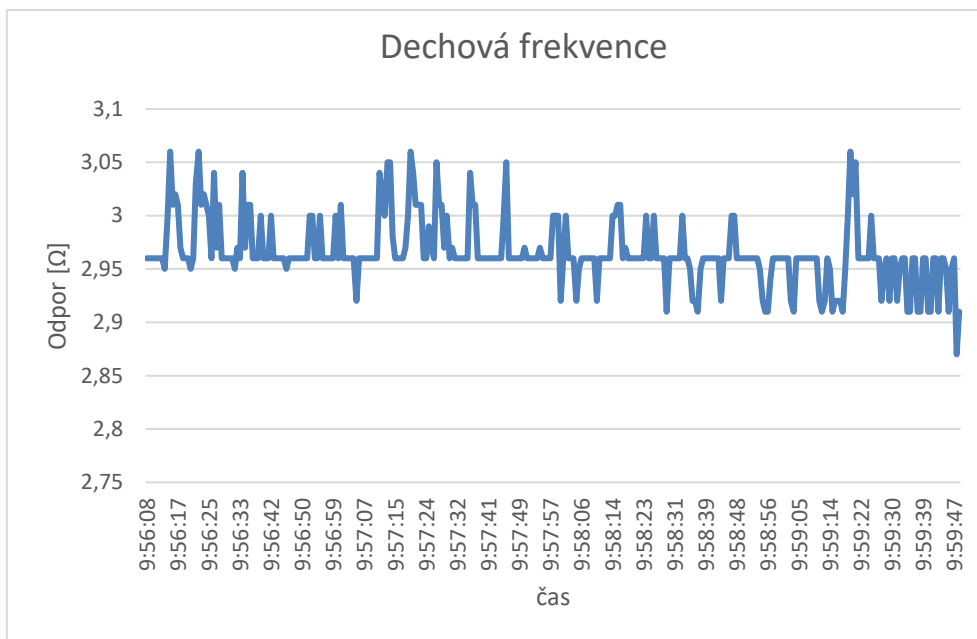
Nevýhodou tohoto senzoru je ovšem jeho velmi vysoká citlivost, což hlavně při pohybu způsobuje vysoké procento šumu. Během spánkového cyklu dochází k zaznamenávání tohoto šumu, a to především vlivem pohybu těla (převalování).

Vodivá vlákna všíta do struktury textile

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 vyšíta do struktury oděvu. Takto vyhotovené čidlo poskytuje nejlepší komfort pro nositele. Senzor je vyšíto 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 vyšíta a byl změněn typ kontaktu. Byly vyhotoveny dva senzory, a to za použití vodivých nití s různým elektrickým odporem.



Obr. 17 Vodivá dráha vyšíta do struktury



graf 4 Záznam dechové frekvence – bdělý stav

Ačkoliv se vodivá dráha vyšitá 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.

Dopplerův radar

Radarový snímač MR60BHA1 mmWave 60GHz, zobrazen na Obr. 18, 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. 18 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. 19. [24]

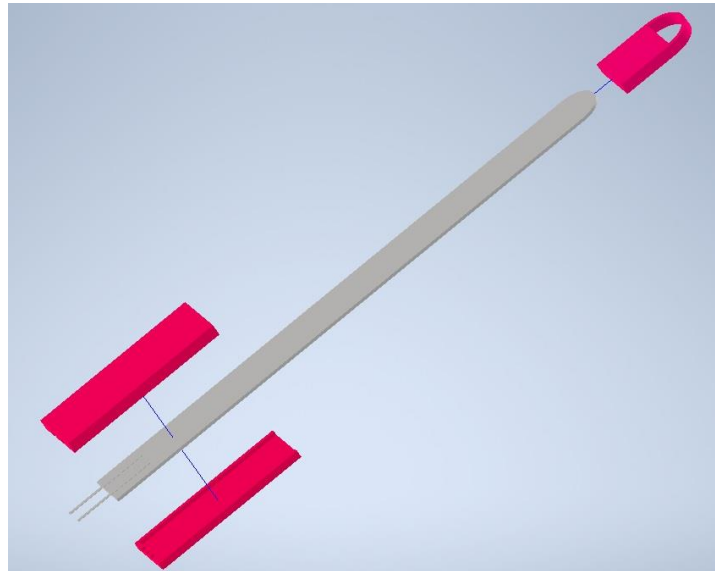


Obr. 19 Schéma umístění snímače

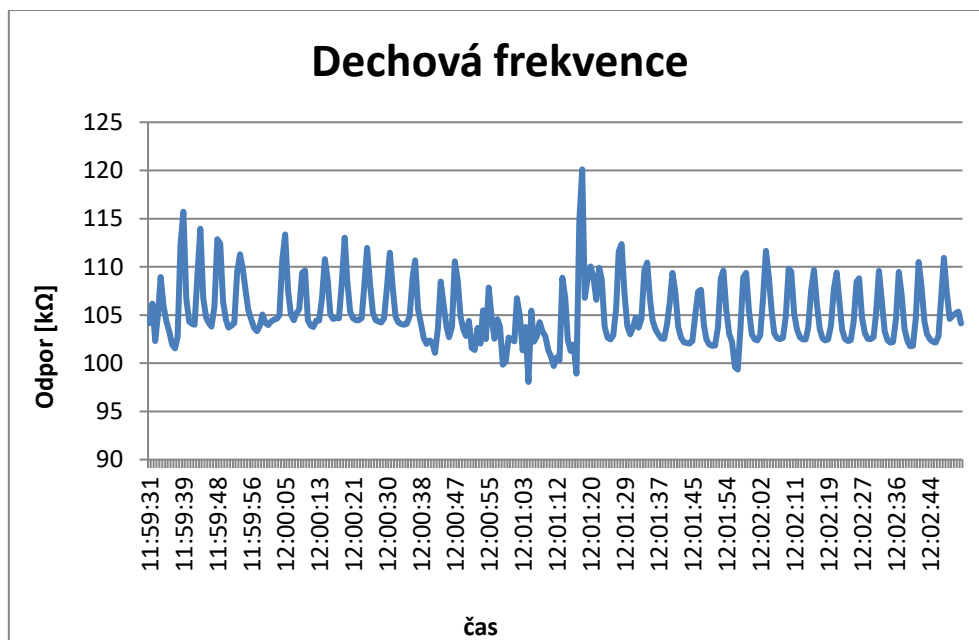
Ačkoliv byl použit přesný postup doporučený výrobcem, nepovedlo se experimentálně naměřit relevantní data pro další analýzu. I když se jedná o zajímavou technologii, pro reálné využití není vhodná.

Ohybové čidlo

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, na vysokou přesnost měření a snadnou údržbu.



Obr. 20 Ohybové čidlo s ochrannými kryty



graf 5 Záznam dechové frekvence

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.

4.2 Měření referenčních hodnot u probanda

Stejně jako v případě měření dechové frekvence za pomoci FBG senzorů i v tomto případě je nutné naměřit 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

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 %.

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.

Spánek probanda

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

Simulace řízení

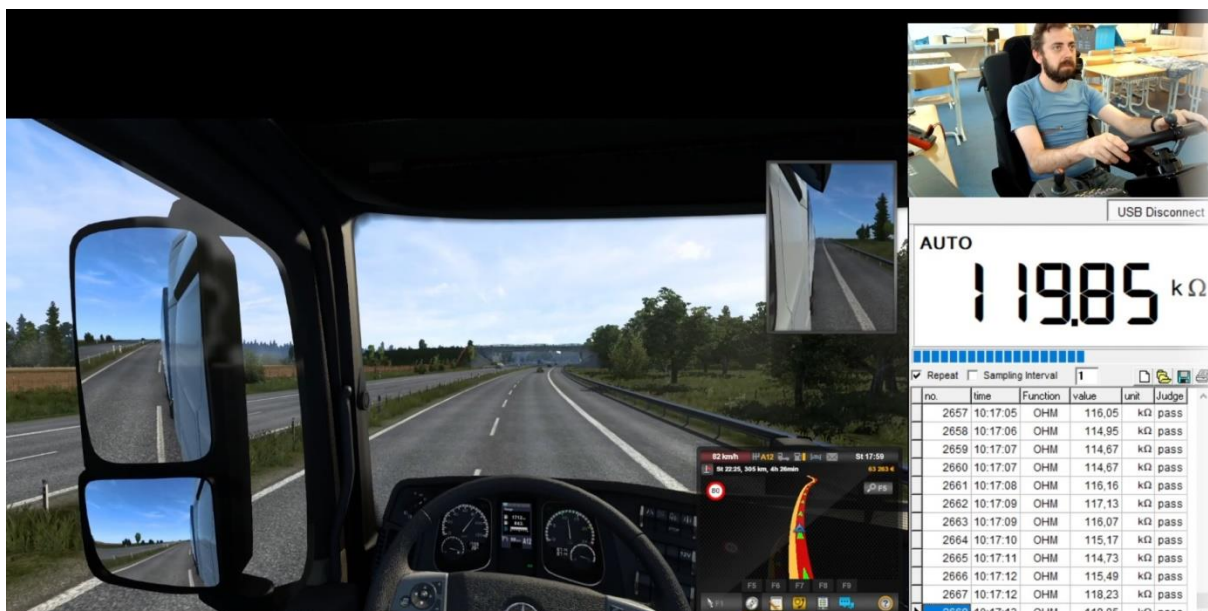


Obr. 21 Simulátor řízení

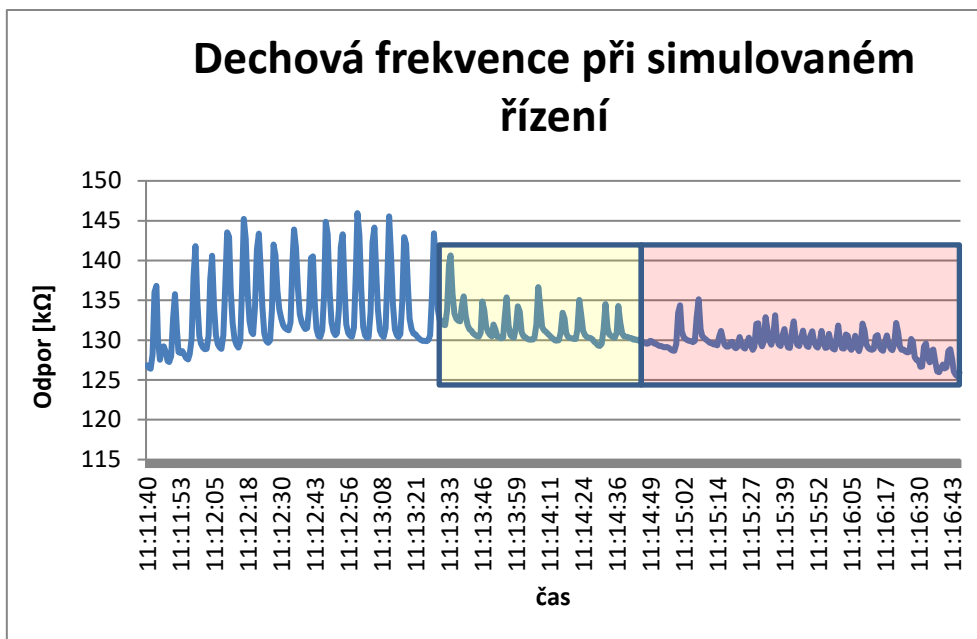
Simulátor řízení simuluje reálné úkony, které je nucen řidič při jízdě vykonávat, to znamená nutnost používání blinkrů, dodržování rychlosti, rozsvícení světel při změně denní doby, rozhlížení se na křižovatkách a další.



Obr. 22 Simulátor řízení s řidičem



Obr. 23 Simulátor řízení – pohled do vozu



graf 6 Nástup únavy během řízení

Na graf 6 je jasně patrný rozdíl mezi bdělým stavem a příchodem únavy během řízení. Můžeme vidět značnou změnu v rozptylu, kde hodnota klesla na $\frac{1}{4}$ původní hodnoty a směrodatná odchylka s var. koeficientem skoro o $\frac{1}{2}$. Rozdíl mezi usínáním a spánkem už není tak markantní, dechová frekvence se během usínání snížila a při příchodu spánku se už jen stabilizuje na nižší hodnotě.

4.3 Naměřené hodnoty

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

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, strojívedce 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.

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 součástek, což může způsobit poškození oděvu nebo poranění nositele.

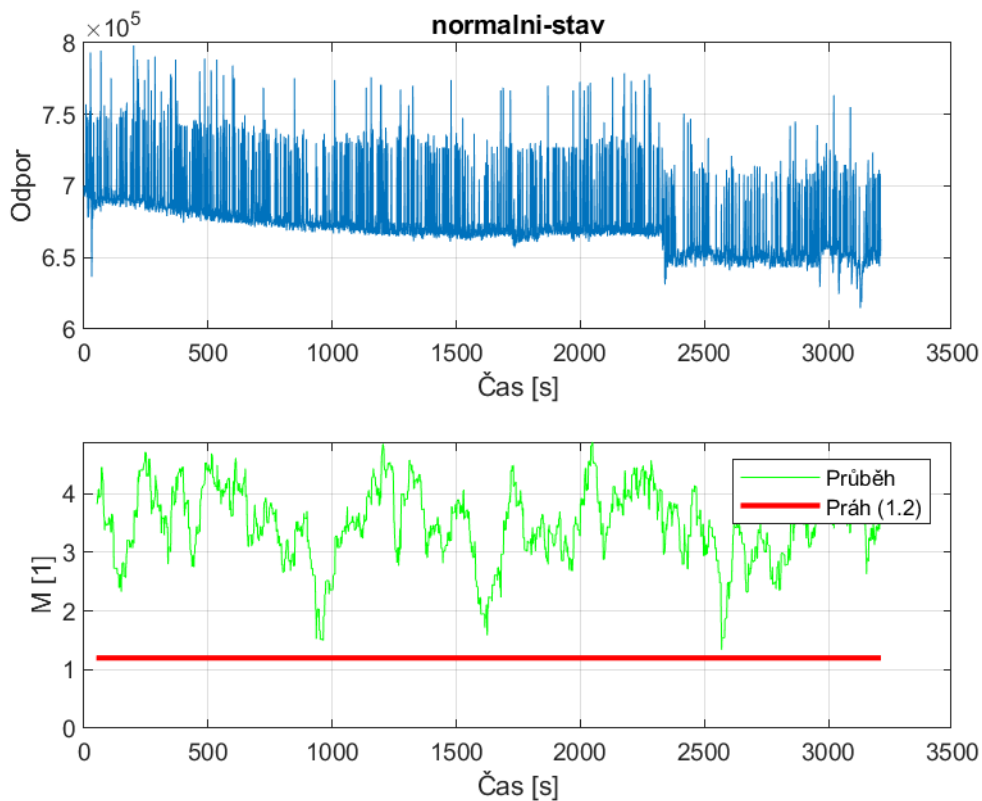
Poloha probanda vleže

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

5 Výsledky a diskuze

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.

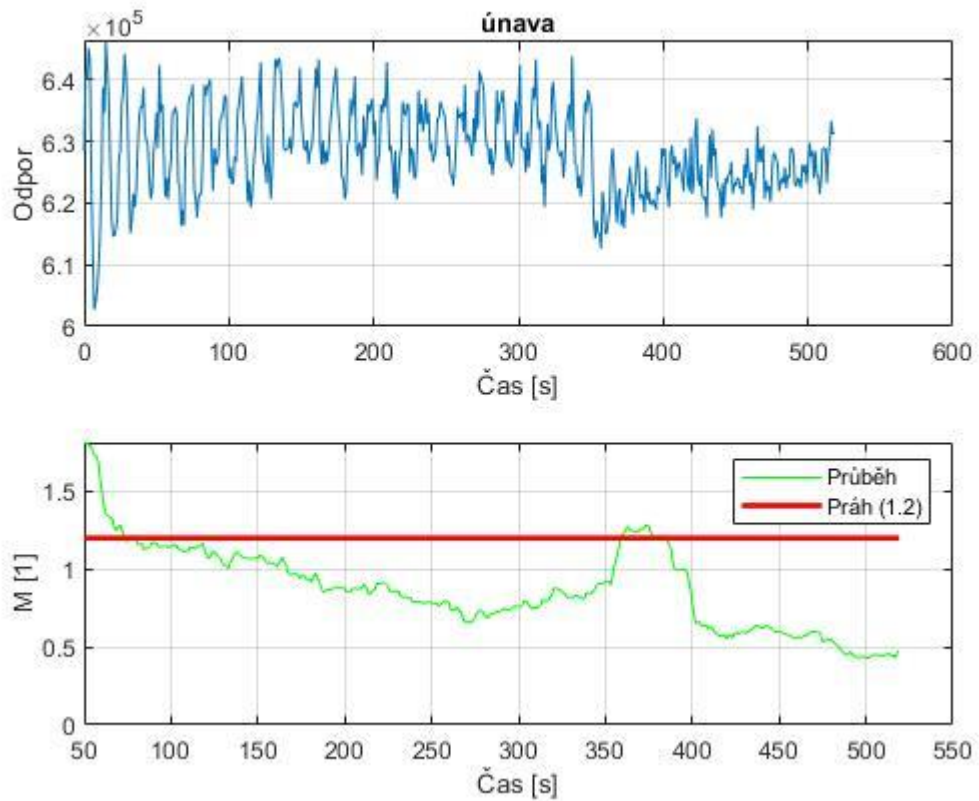
Analýza naměřených dat – bdělý stav probanda



graf 7 analýza dat – bdělí stav

Na graf 7 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.

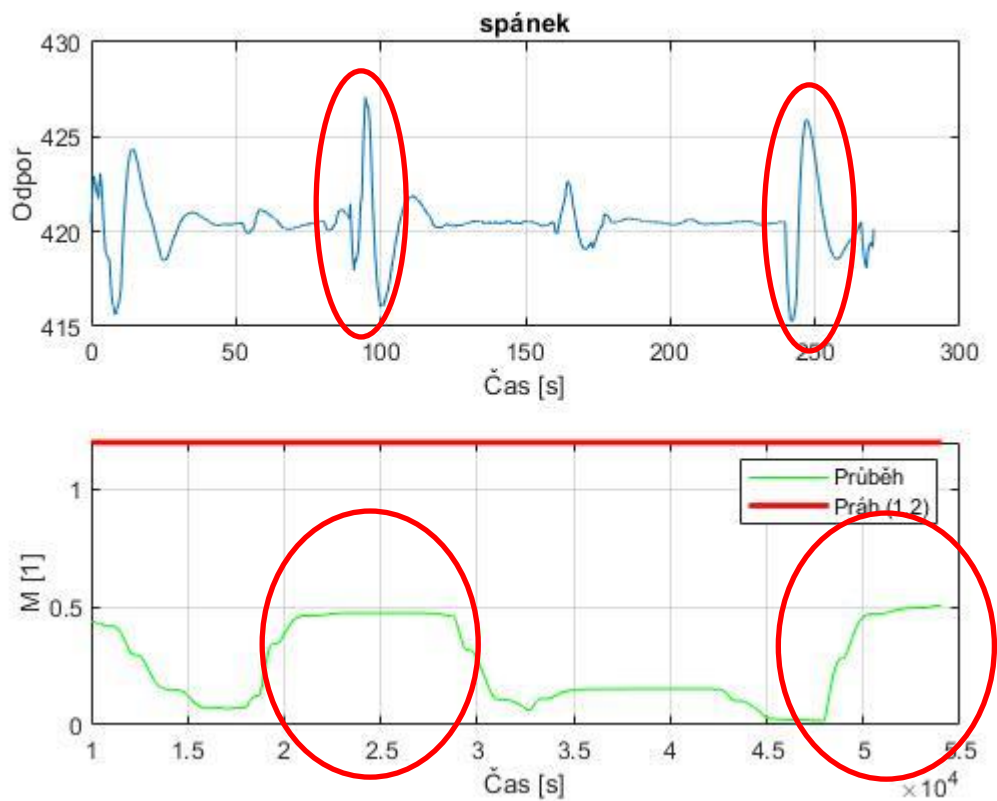
Analýza naměřených dat – únava (pokles intenzity dechu)



graf 8 analýza dat – únava

Je patrné, že s nastupující únavou klesá průběh pod zvolený práh $M_p = 1,2$. U finálního prototypu měřící 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.

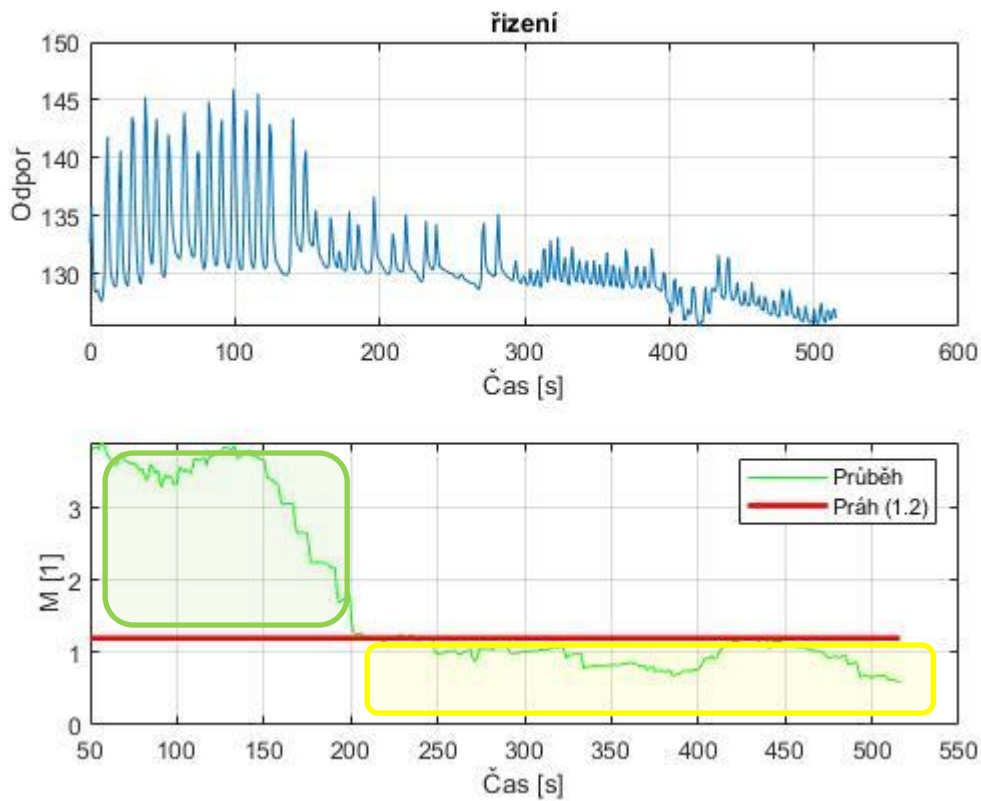
Analýza naměřených dat – spánek



graf 9 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.

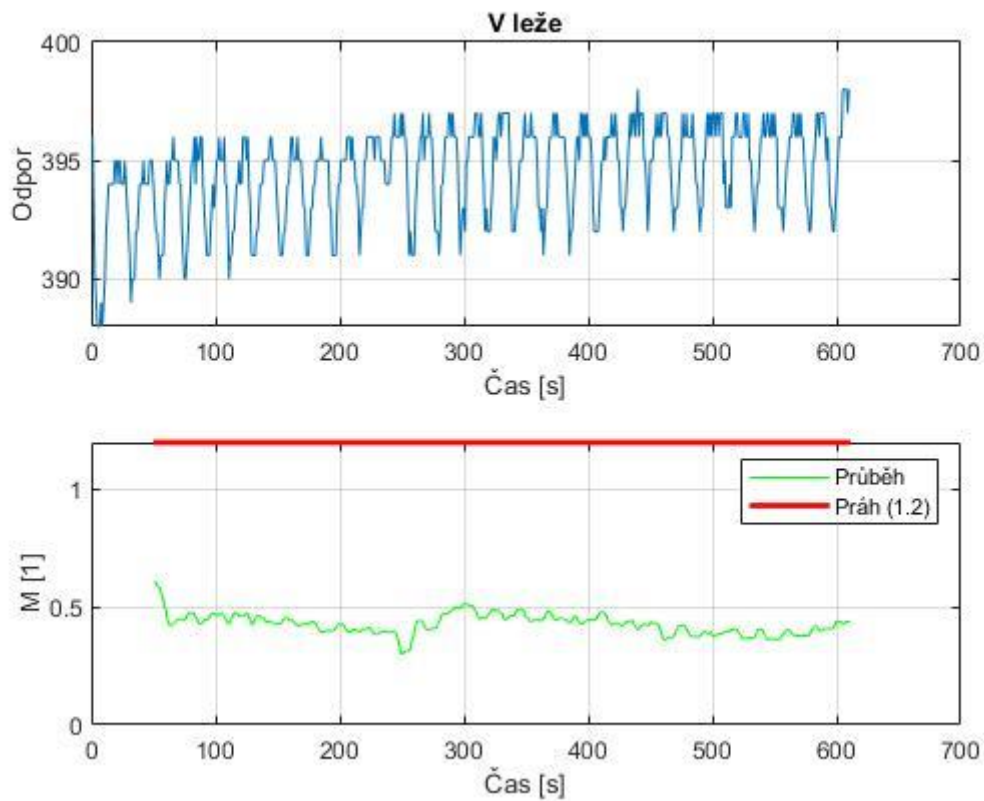
Analýza naměřených dat během simulovaného řízení (průběh únavy)



graf 10 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 mikrospánku. 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.

Analýza naměřených dat vleže

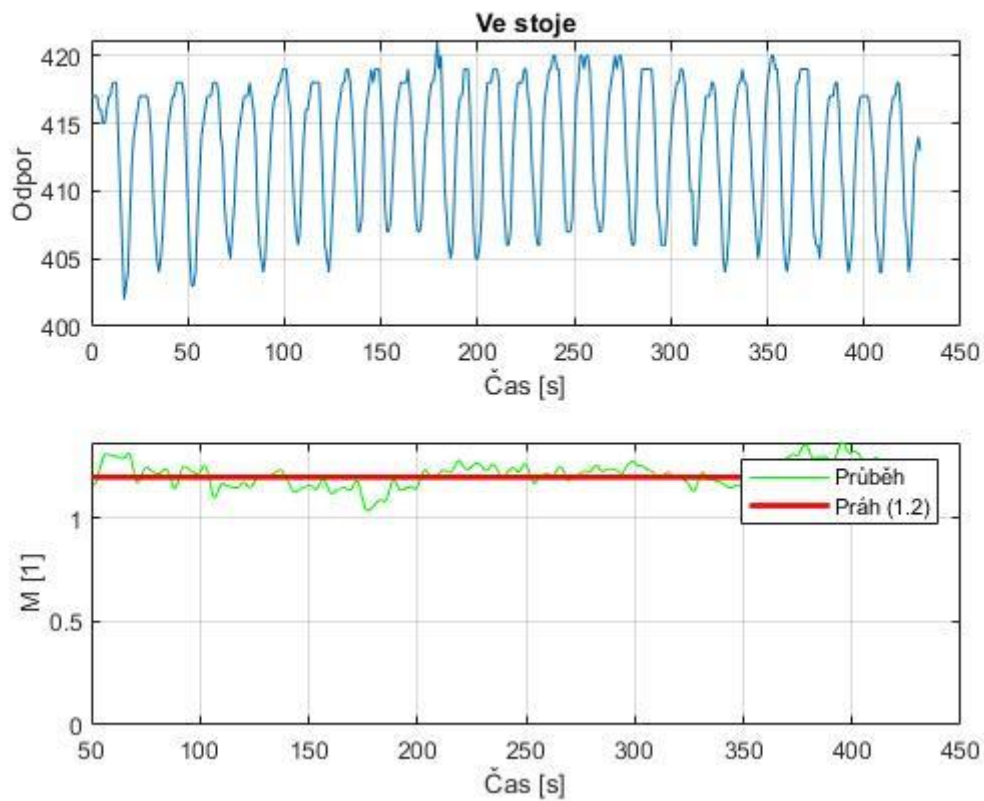


graf 11 analýza dat – vleže

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.

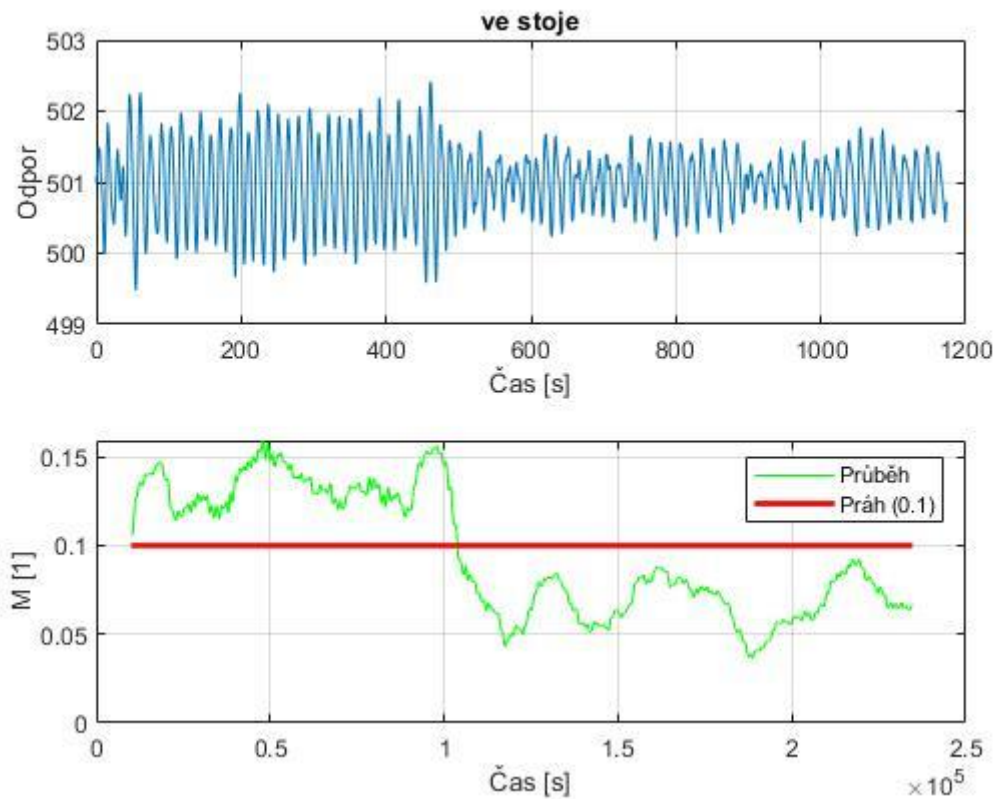
Analýza naměřených dat v poloze vestoje



graf 12 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 12 je patrné, že na probandovi se projevovaly známky únavy, což je vidět na průběhu měření, kdy se sledovaná křivka drží na zvoleném prahu $M_p = 1,2$ a pod ním.

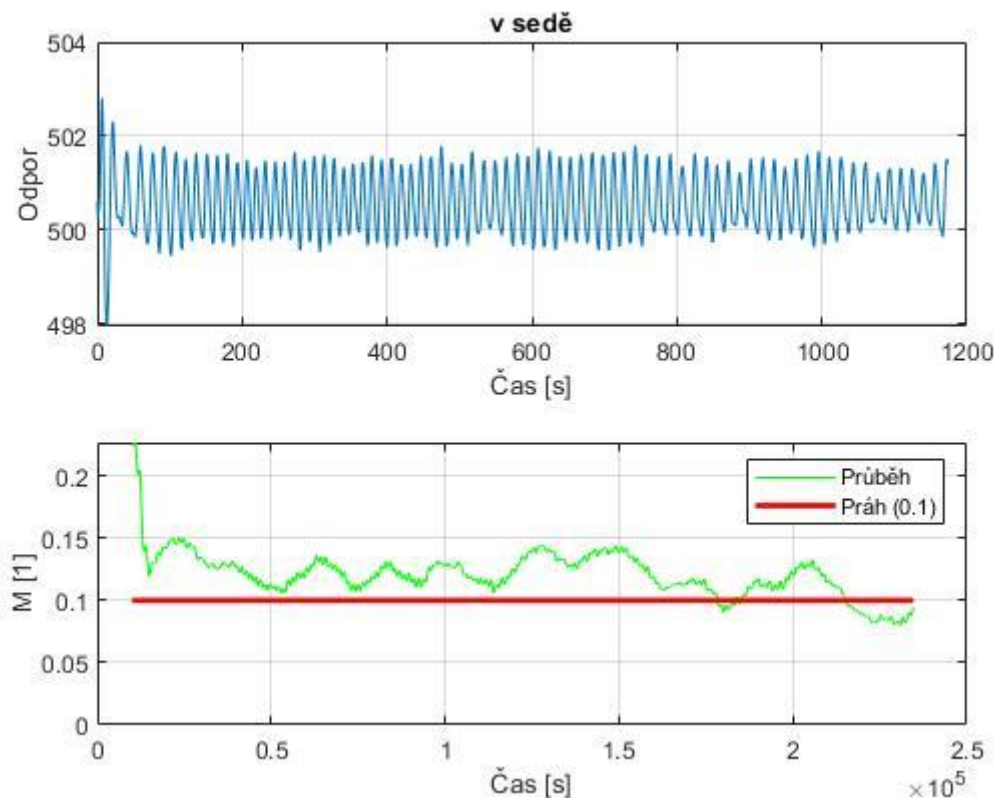
Analýza naměřených dat v poloze vestoje – 200 Hz



graf 13 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 13 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 $M_p = 0,1$.

Analýza naměřených dat v poloze vsedě

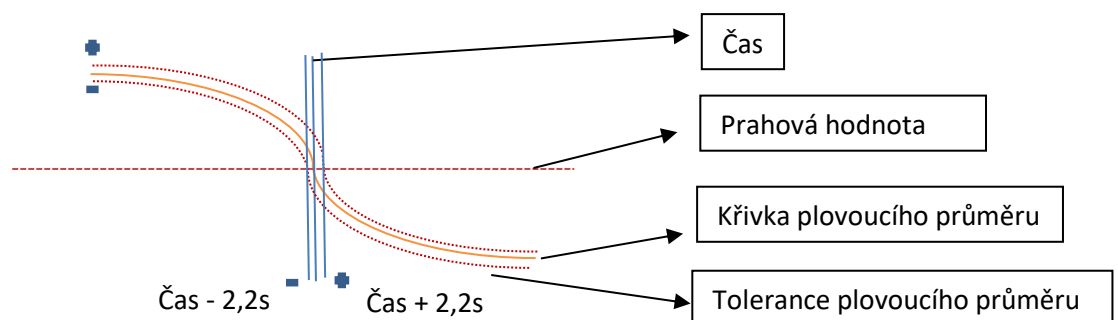


graf 14 analýza dat – vsedě 200 Hz

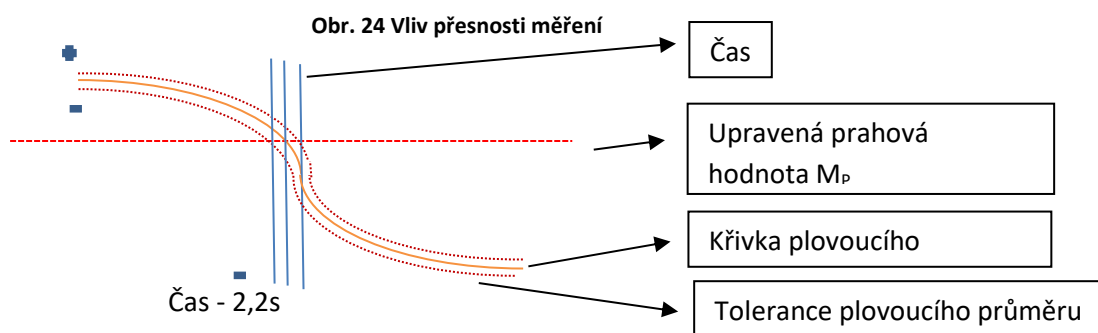
Poloha vsedě je nejčastější poloha pro měření životních funkcí. Zároveň se jedná o hlavní polohu u profesionálních řidičů, a proto jen nutné, aby byl signál v této poloze čistý, bez nežádoucích fragmentů. Na graf 14 je možné vidět záznam dechové frekvence při snímkovací frekvenci 200 Hz. Ze záznamu je 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.

Přesnost měření

Přesnost měření se odvíjí od použitého senzoru. U použitého ohybového čidla je udávána 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.



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



Obr. 25 Kalibrace prahové hodnoty

bezpečnosti. Všechny tyto 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.

6 Doporučení na pokračování práce v daném tématu a oboru

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 predikovaním 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.

7 Seznam publikovaných prací studenta DSP (včetně uvedení všech spoluautorů publikovaných prací a jejich autorských podílů) a jejich případné citace

Seznam publikovaných prací autora se vztahem ke studované problematice a jejich případné citace a ohlasy v souladu s ČSN ISO 690.

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. Céová, *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.
9. Užitený vzor No. 37215, Pratelná elektronická textilie, 2023
10. Užitený vzor No. 36326, Čidlo pro monitorování dechu zejména profesionálních řidičů, 2022
11. Užitený vzor No. 35841, Vyhřívací a chladící oděv, 2022
12. Český patent No. PV 2020-317, Zařízení pro detekci a signalizaci přibližujícího se vozidla a postup detekce a signalizace přibližujícího se vozidla, 2020

Rozepsané publikace

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

8 Seznam použité literatury

Seznam použité literatury je zpracován ve shodě s disertační prací podle ČSN ISO 690.

- [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>

9 Curriculum Vitae

Stručný životopis obsahující zejména osobní údaje, dosažené vzdělání, schopnosti a znalosti, popř. zaměstnání.

Ing. Michal Martinka

775 995 432, michal.martinka@tul.cz

Osobní údaje

Adresa Jistebsko 30, 46821, Bratříkov

Datum narození 5. 5. 1986

Vzdělání

2014-2016

Dosažená kvalifikace/
titul

Název a typ organizace

Textilní inženýrství (kód: M3106) – obor Oděvní technologie (kód: 3106T005)

Vysokoškolský titul II. stupně/ Ing.

Fakulta textilní Technické univerzity v Liberci

Pracovní zkušenosti

2020

Hlavní pracovní náplň

Zaměstnavatel

Pracovník výzkumu

Odborný asistent – výzkumné práce v oblasti SMART technologií.

3D modelování a práce s 3D tiskárnou.

Zpráva IT techniky.

Technická univerzita v Liberci, Fakulta textilní, Studentská 1402, Liberec

Jazykové znalosti

Mateřský jazyk Čeština

Další jazykové
znalosti

Angličtina

Němčina

Japonština

Poslech	Čtení	Ústní interakce	Samostatný ústní projev	Písemný projev
B1 (pokročilý)	B2 (pokročilý)	B1 (pokročilý)	B1 (pokročilý)	B1 (pokročilý)
A1	A1	A1	-	-
A1	-	A1	-	-

Další schopnosti, znalosti a dovednosti

- Znalosti v oblasti SMART oblečení, monitorování životních funkcí za pomoci SMART oděvů a integrace nositelné elektroniky do SMART oděvů.
- 3D modelování v programu Inventor, AutoCad, DesignSpark,
- Znalosti 3D tisku (FFF, SLA)

**Organizační schopnosti
a dovednosti**

- Pedagogické zkušenosti: vedení cvičení předmětů: Informatika a výpočetní technika 1, Textilní technologie, Teoretické principy oděvních strojů a dalších
- Člen řešitelského týmu projektu Eureka (reg. č. 170921)
- Člen řešitelského týmu projektu Seniortex (reg. č. FV10111)
- Hlavní řešitel projektu Studentské grantové soutěže (2020)
- Hlavní řešitel projektu Studentské grantové soutěže (2021)
- Člen řešitelského týmu projektu R-děti
- Člen řešitelského týmu projektu Gama (reg. č. TP01010031)
- Člen řešitelského týmu projektu MultiTex (reg. č. FW03010095)

Řidičský průkaz

skupina AM, B1, B, BE (aktivní řidič)

Další oprávnění

Zbrojní průkaz skupina A, B, C, D, E

Kapitánský průkaz

**Ostatní znalosti a
zájmy**

počítačová technika, mikro PC a komponenty, natáčení a úprava videí, 3D technologie

Reference	Prof. Hiroaki Ishizawa Shinshu University 3-15-1 Tokida Ueda-shi Nagano-ken 386-8567 Japan
------------------	--

10 Stručná charakteristika dosavadní odborné, výzkumné a vědecké činnosti

Doktorské studium

Seznam zkoušek	KHT/D17 Přenos tepla v porézních strukturách, 17.1.2017 KOD/D15 Simulace technologických procesů, 27.3.2017 KAP/D02 Matematická statistika a analýza dat, 27.2.2018 DFT/D33 Experimentální technika oboru, 13.12.2019 KHT/D52 Oděvní komfort, 9.3.2020
SDZ	Státní doktorská zkouška vykonána dne 14.12.2021 s celkovým hodnocením prospěl.

Pedagogická činnost

Výuka	IVT 1, 2016-2017, cvičící TTE 2, 2017, cvičící POS, 2021, cvičící G3D, 2022-2023, cvičící SOD, 2019-2023, cvičící
-------	---

Jeden vyučovací blok na téma e-textil na univerzitě Shinshu v Japonsku, 2018, přednášející

Výzkumné projekty	SGS 2020-6021 Vyhřívací a chladící oděv, hlavní řešitel, 2020-2021
-------------------	--

Ostatní projekty

[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.- Senioortex (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 číslo 14232; 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

Další aktivity

Aktivní účast na projektových dnech,

Aktivní účast na Dnů otevřených dveří,

Člen akademického senátu FT/TUL

Předseda inventární komise KOD/FT/TUL,

11 Vyjádření školitele doktoranda

Posudek vedoucího disertační práce

Student: **Ing. Michal Martinka**

Název práce: **Aplikace nositelné elektroniky a senzorů do profesních oděvů a oděvů pro volný čas.**

Studijní program: **Textilní technika a materiálové inženýrství**

Vedoucí disertační práce: **doc. Ing. Antonín Havelka, CSc.**

Aktuálnost námětu disertační práce

Předložená habilitační práce se zabývá velmi důležitým aspektem moderního vývoje textilu a oděvnictví, to je Smart textiliemi s aplikací nositelné elektroniky a e-textilu, což umožňuje nebývalé rozšíření uplatnění a užitných vlastností celého oboru textilu a oděvnictví. Smart textilie obecně znamenají zásadní rozšíření aplikačních možností užití klasického textilu a zlepšení užitných vlastností, rozšíření nových moderních, perspektivních technologií a realizaci zcela nových funkcí. Proto lze hodnotit zaměření doktorské práce pozitivně, mající multidisciplinární charakter a dokládající významnou část vlastního přístupu a přínosu doktoranda. Cílem práce bylo monitorování dechu člověka a zejména procesu únavy a usínání, s možností signalizace tohoto nebezpečného jevu.

Splnění cílů a zadání práce

Doktorand vycházel z rešerše, zabývající se monitorováním dýchání. Většina známých přístupů však neidentifikuje změnu dýchání a proces usínání. Pro rozběh doktorské práce byl zásadní pobyt na Shinshu Univerzity Japan, kde doktorand provedl úvodní testy s FBG senzory. Dále pokračoval na KOD s testy několika druhů senzorů, ze kterých splňovaly nejlépe kritéria ohybové grafénové senzory. Značnou energii věnoval možnosti vyhodnocení dat, které zakončil určením prahového plovoucího průměru avizující proces usínání. Aplikace tohoto senzoru v první vrstvě oděvů je chráněna Užitným vzorem. Tím byly v zásadě cíle práce byly splněny.

Odborná úroveň práce

Práce se zabývá aplikací senzorů a nositelné elektroniky do první vrstvy oděvů pro monitorování procesu dýchání a usínání u člověka, což je velmi významné u řady vysoce náročných a zodpovědných povolání, ale i pro medicínské aplikace. Proto řešení tohoto problému považuji za důležité a vyžadující odpovídající odbornou úroveň, což předložená dizertace splňuje.

Výsledky a poznatky

Výsledkem práce je výběr vhodných senzorů, FBG senzory nebyly vybrány z důvodů nevhodnosti pro nositelnou elektroniku, ale je možné stacionární využití na lůžkových nemocničních zařízeních. Proto volba na malé a lehké ohybové senzory je vhodná

pro první vrstvu oděvů. Dalším důležitým poznatkem je volba prahové hodnoty avizující proces usínání, což je využitelné i pro následnou signalizaci jak u samotné osoby, tak u nadřazených složek. Nastavení prahové hodnoty umožňuje regulovat citlivost celého systému. Výsledné řešení je cenově dostupné a okamžitě využitelné v technické praxi.

Přínos pro praxi, případně další rozvoj oboru.

Zavedení tohoto řešení monitorování procesu usínání a únavy, může pomoci v řadě aplikací u povolání vyžadujících absolutní soustředění a špičkový výkon, k odstranění chyb a krizových situací (profesionální řidiči na všech dopravních prostředcích, dispečeri vlakové, letecké dopravy, dispečeri záchranné služby atd.) Výsledky disertační práce jsou natolik finalizovány, že je možné jejich okamžité uplatnění v praxi.

Přístup doktoranda k studijním povinnostem a publikační aktivity.

Doktorand splnil všechny povinnosti a velmi mu prospěla 6-ti měsíční stáž na Sinshu Univerzity Japan, poté začal intenzivně pracovat na své doktorské práci. Publikační aktivity nejsou velké, ale nyní je připraveno do tisku několik článků, zejména impaktovaný článek v IEEE Sensors Journal . Kontrola plagiátorství dokládá autorství doktoranda výsledek je 3% a jedná se citace norem nebo známých odborných faktů, zdroje jsou řádně citovány. V řadě případů je označeno jako plagiátorství u citací řádně označených a žádném případě neuváděných jako duševní majetek disertanta, což počítačový program nechápe.

Celkové hodnocení

Předložená práce splňuje základní požadavky na disertační práci a proti ji doporučuji k obhajobě.

V Liberci 09/09/2023

doc. Ing Antonín Havelka, CSc.

12 Oponentské posudky disertační práce

Oponentský posudek disertační práce **Aplikace nositelné elektroniky a senzorů do profesních oděvů a oděvů pro volný čas**

Autor disertační práce **Ing. Michal Martinka**, Katedra oděvnictví, Fakulta textilní, TU Liberec

Doktorský studijní program **P3106 Textilní inženýrství**, Studijní obor **Textilní technika a materiálové inženýrství**

Zhodnocení významu disertační práce pro obor

Výzkum dechové frekvence ve spojitosti s nastupující únavou je aktuálním, zajímavým a v literatuře relativně málo zpracovaným výzkumným tématem. V současných pracích se zpravidla jedná o doplňkovou modalitu k dalším fyziologickým signálům. Zároveň je predikce či včasná detekce nastupující únavy příp. spánkové deprivace (vzhledem k hroživým statistikám dopravních nehod způsobených v těchto stavech) společensky důležitým problémem, jehož řešení si zaslouží výzkumnou pozornost.

Vyjádření k postupu řešení problému, použitým metodám a splnění stanoveného cíle

V kapitole „Popis současného stavu“ se autor zaměřuje na modality vhodné pro včasnou detekci únavy a spánkové deprivace u řidičů motorových vozidel, zejména se věnuje dechové frekvenci a tepové frekvenci. Na straně 15 je správně zmíněna respirační sinusová arytmie jako potenciální možný zdroj informace o dechové frekvenci, odvoditelné z průběhu kardiogramu. Pozor, vztah 1, pokud vezmeme do úvahy spojení s obrázkem 4, na kterém je vyznačen cyklus EKG včetně R vlny, udává velikost RR intervalu v EKG, normovanou na počet tepů za minutu, převrácená hodnota tohoto čísla pak udává tepovou frekvenci v tepech za minutu - vztah s dechovou frekvencí zde žádný není, RR tu dle kontextu neznamena „respiratory rate“ ale značí vzdálenost mezi dvěma R vlnami v EKG signálu (tzv. RR interval). Následně autor zmiňuje několik stávajících experimentálních provedení senzorů pro snímání dechové frekvence, resp. i tepové frekvence. Tato část rešerše by si zasloužila systematictější průzkum, těchto nositelných senzorů ve formě hrudního pásu je na trhu celá řada. Dále autor výčtem uvádí několik základních metod a fyzikálních principů sledování dechové frekvence (turbínkový průtokoměr, Pitotova trubice, změna teploty vzduchu při nádechu a výdechu, sledování mechanického pohybu hrudníku). Na str. 23 zmíněný pulsní oxymetr má ke sledované problematice měření dechové frekvence v kontextu kapitoly již pouze slabou/doplňkovou vazbu. Autor z provedené rešerše správně vyvozuje, že monitoring dechové frekvence je v současných systémech používán jako doplňkový, při současném sledování dalších životních funkcí. Sledování dechové aktivity by mohlo být zajímavé při studiu nastupující únavy řidičů motorových vozidel, zvláště pokud by se podařilo potřebný senzor vhodně integrovat do oděvu řidiče při současném zachování měřicí funkce. Dále autor uvádí orientační rozmezí vybraných fyziologických parametrů (tepová a dechová frekvence, krevní tlak) v několika fyziologických i patologických stavech, zde je potřeba s uvedenými průměrnými hodnotami pracovat opatrně, neboť při konkrétních rizikových stavech, diagnózách atd. se mohou značně interpersonálně i v dané situaci lišit. Poté se autor věnuje rešerši vybraných systémů pro včasné varování řidiče před nastupující únavou (sledování pohybů volantu, sledování řidičova obličeje). V této části mi chybí zmínka o LDWS systémech, založených na sledování odchylek trajektorie vozidla od vodící čáry, které se v posledních letech masově rozšířily např. v USA a Kanadě.

V experimentální části práce se autor zabývá vytipováním vhodného čidla pro snímání dechové frekvence, výběrem jeho umístění na těle sledované osoby, testováním za laboratorních a simulovaných poloprovozních podmínek, stanovením metody vyhodnocení dat. Při výběru vhodného čidla je zvažována (a též experimentálními daty podložena) možnost použití FBG senzoru včetně rozboru možných lokací umístění na těle. V kapitole 5.1.2 je zmíněna u modifikované verze metody snímání dechové frekvence pomocí FBG senzoru mimo jiné změna „rychlosti snímání měřených dat“, a to z původních 1000 Hz na 1 Hz, zde není jasné, zda se jednalo o změnu vzorkovací frekvence či o změnu délky klouzavého okna k výpočtu (extrakci) sledovaných parametrů. Dále autor uvádí, že kromě FBG senzoru byl proband vybaven mj. „tlakovými snímači“ na měření tepové frekvence – není jasné o jaký fyzikální princip snímání tepové frekvence se jednalo. Příklady naměřených dat při spánku jsou vizualizovány na grafech 1 a 2, v popisu grafu 1 (a též u grafů 3 a 4) je uvedeno na svislé ose, že u sledovaného parametru se jedná o frekvenci, rozsah je v prvním případě 1554,9 až 1555,15, ve druhém cca 1559 až 1560 atd., zřejmě by se mělo jednat o dechovou frekvenci, ale není uveden přepočítaný počet dechových cyklů za minutu nebo podobnou srovnatelnou jednotku. Dále je zmíněna filtrace šumu - zde by bylo vhodné alespoň heslovitě uvést, o jaký typ filtrace se jednalo. Další experimenty probíhaly vsedě na židli v bdělém stavu a během únavy. U tohoto experimentu není specifikováno, o jaký stav únavy se jednalo a jak byl navozen. Dále byla data analyzována základními statistickými metodami a vyslovena hypotéza, že s vyšší hodnotou sledovaného parametru roste únava a bude možné stanovit prahovou hodnotu parametru pro klasifikaci bdělost-únava, spánek. Závěrem je konstatováno, že výstup z FBG senzorů je nadměrně zatížený artefakty, zejména při pohybu sledované osoby.

Další zvažovanou a krátkým laboratorním experimentem podloženou metodou snímání dechové frekvence je odporový senzor pracující na principu potenciometru, zde je závěrem autora konstatováno, že senzor poskytuje relevantní data ale pro reálné použití, resp. vestavění do oděvu, by bylo nutné optimalizovat jeho mechanickou konstrukci. U dalšího principu měření dechové frekvence pomocí sledování mechanických vibrací 3D akcelerometrem autor rovněž potvrzuje funkčnost pro daný účel a upozorňuje opět na vysokou citlivost metody vůči pohybovým artefaktům. Následně autor uvádí možnost použít vodivá vlákna vsítá do struktury textilie a sledovat jejich odpor při natahování/smršťování textilie při nádechu/výdechu. Dílčím závěrem autora je, že tento typ senzoru by byl pro použití z hlediska integrace do textilu vhodný, ale dosažená kvalita signálu nebyla dostatečná. Na straně 54 je na zvážení vhodnost použití termínu „fraktál“ pro označení rušivých grafoelementů (termín „fraktál“ se signálové technice již používá, a to pro označení struktury jiného charakteru než v textu této disertace).

Dále autor vyzkoušel UWB radar, zde se dle dílčího závěru nepodařilo dosáhnout uspokojivých výsledků z hlediska detekce tepové frekvence, což není vzhledem k povaze metody nijak překvapivé a závěr je ve shodě s mnohem rozsáhlejšími studiemi (např. u Škoda Auto) - ačkoliv se jedná o lákavou metodu, potřebná technická instrumentace pro terénní aplikaci (mimo lůžko či židli), jakož i metody zpracování snímaných dat jsou náročné a jsou v současné době teprve předmětem výzkumu.

Nakonec autor do výběru metod měření zařadil ohybové odporové čidlo (Resistance Type Thin Film Pressure Sensor). V dílčích závěrech konstatuje, že tento typ senzoru se na základě experimentu jeví pro budoucí použití jako vhodný, ačkoliv je metoda (stejně jako předchozí testované) citlivá na pohybové artefakty. Autor dále experimentuje s výběrem vhodné vzorkovací

frekvence a navrhuje prototyp měřicího trička s vestavěným senzorem. Součástí řešení je mikroprocesorová řídicí jednotka s Arduino Uno, která zajišťuje digitalizaci signálu a jeho přenos do PC. S tímto typem senzoru následně autor provedl sérii experimentů ve 3 stavech probandů (bdělost, únava, spánek). Dle grafů z přílohových materiálů bylo zřejmě probandů celkem 5. Pro stav únavy autor na základě rešerše vybral čas mezi 13 a 14 hodinou. Zde poznamenávám, že podle mého názoru by bývalo bylo vhodné pro ověření rovněž do experimentů zařadit navíc stav spánkové deprivace, navozený laboratorně např. jednou řízeně probdělou nocí – je zde velká naděje, že rozdíl mezi tímto stavem a ostatními stavy by byly významnější. Rovněž by se tím eliminovala možnost ovlivnění výsledných hodnot cirkadiálními rytmy, pokud by se experiment u stejné osoby vždy provedl ve stejný čas. Z experimentů rovněž vyplynulo, že u dechové křivky (promítnuté do průběhu změn odporu zvoleného čidla) je potřeba sledovat více parametrů než jen dechovou frekvenci – mimo jiné také hloubku nádechu, neboť v souladu s literaturou ve spánku (případně únavě) nejenže se snižuje dechová frekvence, ale dech se stává „mělčí“ – snižuje se rozkmit křivky. Konečně by podle mého názoru bývalo bylo vhodné alespoň u části ověřovacích experimentů paralelně použít „referenční“ klinicky akceptovaný senzor dechové frekvence (například oro-nasální teplotní senzor používaný u bed-side monitorů, založený na ohřevu vzduchu v plicích během dýchacího cyklu).

Následně byla data analyzována v Matlabu a v MS Excel a stanoveny prahové hodnoty pro detekci únavy a spánku vs. bdělého stavu. Zde by bývalo bylo vhodné rovněž uvést posouzení schopnosti klasifikace pomocí navrženého prahování (a kvantifikovat například falešně negativní a falešně pozitivní případy, případně použít k posouzení kvality klasifikátoru ROC-křivku či podobný nástroj). Oceňuji návrh optimalizace umístění senzoru (obr. 55), který má potenciál zohlednit jak hrudní, tak i brániční dýchání sledované osoby.

Cíle práce byly postupně na základě rozboru tématu a výsledků dílčích experimentů realisticky zúženy, stanoveným a zároveň splněným cílem práce je návrh a experimentální ověření principu nové metody pro monitoraci dechové frekvence za účelem detekce nastupující únavy, zejména u řidičů motorových vozidel, který nezhoršuje komfort řidiče a je vestavitelný do jeho oděvu.

Stanovisko k výsledkům disertační práce a významu původního konkrétního přínosu autora
Autor na základě teoretického rozboru navrhnul, realizoval a experimentálně ověřil základ nového systému/metody pro detekci nastupující únavy, zejména u řidičů motorových vozidel, založený na monitoraci změn dechové frekvence pomocí senzoru vestavitelného do oděvu řidiče, který je minimálně obtuzivní a nezhoršuje oděvní komfort řidiče.

Výsledky práce jsou rozsahem podle mého názoru odpovídající disertační práci. Předložené řešení má charakter základu metody a pilotních experimentů, na jejichž základě bude pro budoucí praktické nasazení potřeba metodu technicky dopracovat a provést rozsáhlejší sadu validačních terénních experimentů.

Navržený systém má potenciál být využit kromě detekce nástupu příznaků spánkové deprivace rovněž pro osoby s chronickými dechovými problémy (astmatici, pacienti s CHOPN). Rovněž bude zajímavé sledovat korelaci dechové křivky s výskytem například synkopických stavů u řidičů, zejména v kombinaci s tepovou frekvencí, případně kožním odporem a dalšími modalitami.

Vyjádření k systematickosti, přehlednosti, formální úpravě a jazykové úrovni práce

Práce je uspořádaná systematicky a přehledně, v souladu s konvencemi pro zpracování disertační práce experimentálně-vývojové povahy. Z formálního hlediska je zpracována pečlivě, je uvedeno celkově 37 relevantních a aktuálních zdrojů, použité zdroje autor řádně citoval v souladu s konvencemi. Jazykově je vyvedena na velmi dobré úrovni.

Vyjádření k publikacím studenta DSP

Původní výsledky své práce disertant realizoval ve formě jednoduchého funkčního demonstrátoru systému. V seznamu původních publikovaných děl, které se tematicky vztahují k řešené problematice a u nichž je autor této práce prvo-autorem či spoluautorem, je uvedeno celkem 12 publikací, z toho 3 užité vzory, několik funkčních vzorků a konferenčních příspěvků a dále články v recenzovaných odborných časopisech, mezi nimiž je rovněž článek indexovaný ve WoS „Verification of Optimal Installation Point of FBG Sensor for Pulsation Strain Measurement“, uveřejněný v časopise s impakt faktorem 4,3. Oceňuji spoluautorství uznaného patentu ÚPV ČR. Autor rovněž uvádí publikační plán, ve kterém jsou uvedeny 3 další připravované články.

Jednoznačné vyjádření oponenta, zda doporučuje či nedoporučuje disertační práci k obhajobě

Na základě předložené disertační práce a přes výše uvedené poznámky a nedostatky, podle mého názoru předložená práce splňuje požadavky kladené na disertační práci, autor prokázal připravenost k samostatné činnosti v oblasti výzkumu / vývoje a jeho práce obsahuje původní a uveřejněné výsledky. **Předloženou disertační práci doporučuji k obhajobě podle §47 Vysokoškolského zákona 111/98 Sb.**

Posudek zpracoval: doc. Ing. Pavel Smrčka, Ph.D.
Katedra informačních a komunikačních technologií v lékařství
Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze

25.12.2023

Oponentní posudek disertační práce

Název disertační práce: **Aplikace nositelné elektroniky a senzorů do profesních oděvů a oděvů pro volný čas**

Autor práce: **Ing. Michal Martinka**

Školitel: **doc. Ing. Antonín Havelka, CSc.**

Oponent: **doc. Ing. Tomáš Blecha, Ph.D.**

Zhodnocení významu disertační práce pro obor

Disertační práce se zabývá systémy pro monitorování životních funkcí se zaměřením na systémy pro monitorování dechové aktivity integrovatelné do oděvního prvku s ohledem na vysoký uživatelský komfort. Podstatnou částí práce je tedy návrh a realizace různých systémů pro monitorování dechu, které mohou být součástí oděvu a na základě analýzy změn parametrů dechové aktivity je snaha rozpoznat nastupující únavu sledované osoby. Řešené téma je velmi aktuální a žádané zejména v oblasti dopravy, kde sice existují optické systémy pro identifikaci nastupující únavy řidiče, nicméně tyto systémy nejsou příliš spolehlivé. Senzorový systém umístění v oděvu a systém, který vyhodnocuje životní funkce má vysoký potenciál praktického uplatnění.

Vyjádření k postupu řešení problému, použitým metodám a splnění stanoveného cíle

Student shrnul současný stav poznání v oblasti monitorování životních funkcí i s ohledem na možnost integrace jednotlivých systémů do oděvů. Dále jsou zde uvedeny způsoby monitorování a stanovení míry únavy osob na základě vizuálních systémů a na základě změn některých životních funkcí. Na základě získaných poznatků byly navrženy a prakticky ověřeny různé způsoby měření dechové aktivity. Student postupoval systematicky, řádně navrhl a provedl řadu experimentů a ověření dosažených výsledků. Velmi podrobně je zde popsána problematika měření pomocí FBG senzorů, i když tyto senzory nejsou pro nositelnou elektroniku příliš vhodné. Dále byly ověřovány systémy pracující na principu odporového potenciometru, tříosého akcelerometru, Dopplerova radaru a vodivých vláken vsíťých do struktury textilie. U těchto experimentů chybí podrobnější popis parametrů použitých systémů, podrobnější popis provedených experimentů a podrobnější analýza získaných dat. Student se podrobněji zaměřil na princip měření dechové aktivity na základě ohybového čidla z důvodu snadné integrace senzoru do oděvu. U tohoto systému je provedena detailní analýza včetně stanovení vhodné frekvence vzorkování z důvodu omezení množství dat při zachování kvality záznamu dechové frekvence pro validní vyhodnocení možné únavy sledované osoby. U tohoto systému však není proveden výpočet nebo zdůvodnění prahových hodnot pro stanovení únavy sledované osoby. Dále nebylo provedeno kontrolní měření jiných životních funkcí pro ověření funkčnosti navrženého systému. Přes uvedené výtky se však domnívám, že stanovené cíle disertační práce byly splněny.

Stanovisko k výsledkům disertační práce a významu původního konkrétního přínosu autora disertační práce

Dosažené výsledky disertační práce jsou velmi přínosné a dále prakticky využitelné pro realizaci nositelné elektroniky nebo e-textilií umožňující monitorování dechové aktivity a na základě analýzy naměřených dat určit či predikovat nadcházející únavu sledované osoby. Tento systém nalezne uplatnění zejména v oblasti dopravy a u profesí, kde je nutné trvale monitorovat dechovou aktivitu bez omezení komfortu sledované osoby. Nicméně pro ověření funkčnosti navrženého systému je potřeba provést celou řadu ověřovacích testů a provést vyhodnocení únavy sledované osoby paralelně nezávislým systémem. Největší přínos studenta lze spatřovat v návrhu a ověření funkčnosti různých systémů pro

měření dechové aktivity, které mohou být integrovatelné do oděvů a v analýze získaných dat k určení únavy sledované osoby.

Další vyjádření (systematičnost, přehlednost, formální úprava, jazyková úroveň)

Disertační práce je dobře strukturována, jednotlivé části na sebe logicky navazují. Provedené experimenty s FBG a ohybovým senzorem jsou detailně popsány a výsledky detailně analyzovány. Bohužel u ostatních zkoumaných senzorů toto chybí.

Text obsahuje malé množství gramatických chyb a překlepů. Nicméně, místy se objevují příliš obecné formulace a definice bez podrobného a hlubšího vysvětlení (např. u výsledků získaných z FBG senzorů není vysvětleno, jaké typy filtrů dat byly aplikovány), u vzorců nejsou vždy vysvětleny jednotlivé veličiny (např. vzorce 9 a 10). Po formální stránce se v práci vyskytují některé nedostatky:

- Nesoulad mezi obsahem a jednotlivými kapitolami v samotné práci. V obsahu u kapitoly 3 se objevují nečíslované podkapitoly, které se ale neobjevují u dalších kapitol. Kapitola 3 má jen jednu číslovanou podkapitolu.
- Nedostatečný popis analýzy dat za pomoci Excelu, kde není zřejmé, co má být výsledkem a na jaká data a analýzy je důležité se zaměřit.
- Na obr. 28 je uveden zdrojový kód pro analýzu dat v Matlabu, ale bohužel bez dalšího vysvětlení.
- V kapitole 5.1.5 zabývající se senzory na bázi vodivých vláken nejsou uvedeny žádné technické parametry, jako je typ použité vodivé nitě, jak byl senzor nakontaktován a za jakým podmínkem bylo provedeno měření.
- Na obrázku 47 je uveden Senzor 1 a Senzor 2, ale není zde vysvětleno, o jaké senzory se jedná a kde jsou umístěny.
- Na straně 77 je uvedena mylná hodnota elektrického odporu nitě $10^3 \Omega/\text{cm}$. Domnívám se, že správně by mělo být $10^3 \Omega/\text{m}$.
- Není vhodné začínat kapitolu obrázky bez jakéhokoli vysvětlení, viz např. kapitola 5.1.4
- Chybí citace u tabulky 1 (str. 27) a u některých dalších obrázků (např. obr. 17, 35, 37).
- Popisky grafů začínají malým písmenem, a ne vždy jsou zarovnány na střed s obrázky.

Vyjádření k publikacím autora

Student je aktuálně autorem nebo spoluautorem 1 patentu, 3 užitečných vzorů, 1 impaktovaného článku, 2 článků v konferenčních sbornících a 5 funkčních vzorků. Uvedené aplikační a publikační výstupy se týkají problematiky řešené v disertační práci. Výsledky uvedené v dizertační práci tak byly řádně publikovány v impaktovaném časopise a na mezinárodních konferencích.

Celkové zhodnocení

Disertační práce se zabývá aktuálními problémy v oblasti monitorování dechové frekvence za účelem včasného rozpoznání únavy sledované osoby. Navržený systém monitorování je integrovatelný do textilních doplňků s ohledem na uživatelský komfort a spolehlivost. Student prokázal vědecko-výzkumné schopnosti. Všechny cíle disertační práce byly splněny a prezentované výsledky mají praktické uplatnění. Zároveň je zde řada nejasností a s tím související náměty na pokračování a doplnění vědecko-výzkumných činností v této oblasti.

Otázky k práci:

1) Proč v případě měření s FBG senzory byly měřicí místa stanoveny na zápěstí a paži v případě měření dechové aktivity?

- 2) Jaká je interpretace dat v grafu 2?
- 3) Proč nebyly použity kontrolní senzory nebo systémy pro ověření funkčnosti metod snímání dechové aktivity založené na FBG a ohybových senzorech.
- 4) Vysvětlete, jakým způsobem směrodatná odchylka souvisí s mírou únavy?
- 5) Jakým způsobem byly ohybové senzory integrovány do oděvu?
- 6) Jaká je interpretace dat na obr. 32, kdy dochází místy k překračování stanovené meze?
- 7) Jaké jsou důvody nenaměření dat u Dopplerova radaru?
- 8) Je možné oděv s ohybovým čidlem podrobit běžné údržbě, tzn. praní, sušení?
- 9) U ohybového čidla bylo provedeno měření s ohledem na stanovení vzorkovací frekvence z důvodu omezení množství dat, ale zároveň pro zachování informací k vyhodnocení dechové aktivity a následně únavy sledované osoby. Na základě těchto měření byla stanovena optimální záznamová frekvence 0,3 – 0,4 s. V kapitole 8 je následně uvedeno, že pro reálné měření byla použita záznamová frekvence 1 s. Vysvětlete tento nesoulad.
- 10) Na základě časové osy v grafu 15 je zřejmé, že k únavě došlo po 4 minutách řízení. Je to správně nebo se jedná jen o část záznamu dat?
- 11) Vysvětlete, jakým způsobem byly stanoveny prahové hodnoty pro ohybový senzor dechu. Proč nekorespondují s prahovými hodnotami stanovenými u FBG senzorů?
- 12) Jaké musí být obepnutí trika kolem sledované osoby u použití ohybových senzorů, aby došlo k naměření validních dat?
- 13) Vysvětlete obrázky 56 a 57 týkající se přesnosti měření.

Přestože mám k práci řadu připomínek a výhrad, lze dosažené výsledky považovat za původní a přínosné, proto předloženou disertační práci **doporučuji k obhajobě**.

V Plzni dne 30.11.2023

doc. Ing. Tomáš Blecha, Ph.D.