

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 hrozivým 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 modalitu vhodnou 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 neznámá „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 sensor 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 rozdíly 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. Sensorový 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 všitých 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.