

## Meranie základných životných funkcií pomocou vibrometra založenom na PSD detektore

Števo Stano · Elektrotechnika

11.08.2014



Článok sa zaoberá opisom reálnych meraní realizovaných triangulačným vibrometrom založenom na modulovanom lasere a PSD detektore. Zároveň článok pojednáva o výsledkoch získaných meraní na osobe, orientovaných za účelom merania základných životných funkcií pomocou vibrometra a akcelerometra.

### Úvod

Po zostrojení vlastného triangulačného vibrometra [1] a vytvorení ovládacieho programu a algoritmu na spracovanie zaznamenaných priebehov, môžeme pristúpiť k overeniu funkčnosti celku. V našom prípade ide o overenie schopností zariadenia zaznamenať vibrácie z povrchu tela spôsobené kardiovaskulárnou činnosťou a respiračnou aktivitou. Samotný vibrometer sa skladá z modulovaného lasera, PSD detektora a spracovacej elektroniky. Modulovaný signál pre laser a následne výstup z detektora je spracovávaný externou zvukovou kartou v roli DA/AD prevodníku. Samotný obslužný program je realizovaný v Matlabe. Skladá sa z nezávislého prehrávania modulačného sínusu, nahrávania spracovaného signálu s detektora, demodulačného algoritmu a následných nastaviteľných filtrácií pre zobrazenie priebehov srdcovej a dýchacej aktivity.

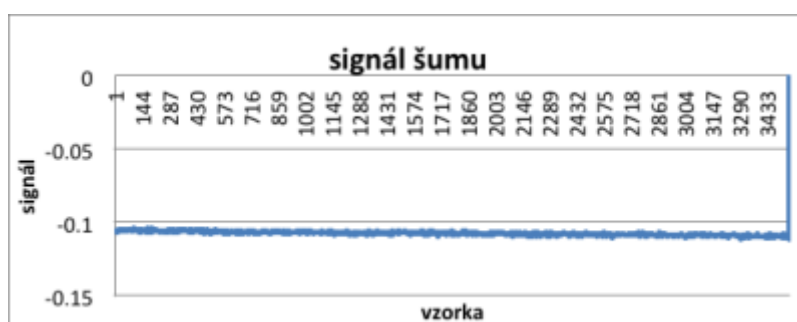
Pri samotných reálnych meraniach je nutné si uvedomiť samotné fyzikálne obmedzenia zhotoveného zariadenia. Najväčším problémom je frekvenčné obmedzenie - maximálne 12kHz, ktoré je spôsobené vzorkovacou frekvenciou. V zásade však nie je možné za hornú hranicu považovať presne 12kHz, keďže by dochádzalo k interferencii s modulačným signálom a daný signál by neprešiel demodulačným procesom. Tieto frekvencie sú však pre našu samotnú aplikáciu nezaujímavé, preto sa zaoberáme nižšími frekvenciami do 10Hz. Pri týchto frekvenciách však môže dochádzať k rušeniu signálu pôsobením jednosmernej zložky a následnej necitlivosti pre nízke frekvencie. Tieto aspekty treba preskúmať pri samotných meraniach na reálnych osobách, s porovnaním s presným vzťažným snímačom. Zároveň treba overiť základne vlastnosti PSD detektora v spojení s navrhnutým programom, ako aj charakteristiku signálu pri prechode cez celú dĺžku PSD detektora, stabilitu a reakciu na podnety.

### Test vibrometra

V prvom kroku testovania vibrometra sme uskutočnili test stability, na získanie

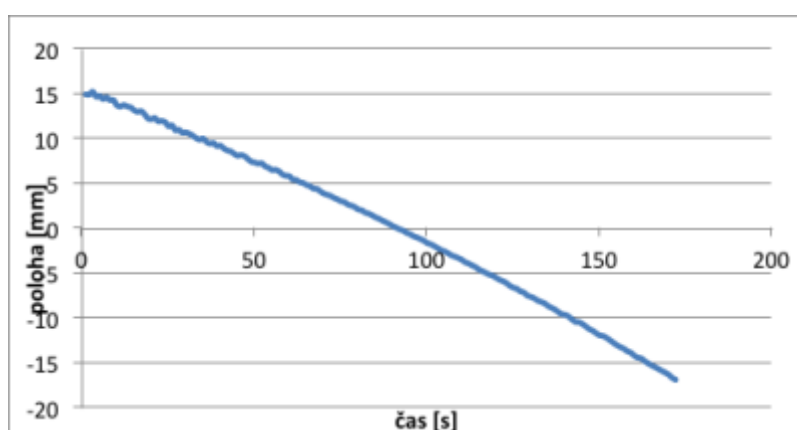
informácii o stabilite signálu v pokoji a pôsobení šumu na signál. Test bol realizovaný na pevnej optickej lavici s pevne ukotveným vibrometrom a odrazovým predmetom. Ako je vidno na grafe (viď. Obr. 1), výchylka spôsobená šumom sa pohybuje rádovo okolo tisíciny milimetra. Táto hodnota je pre meranie aktivity spojenej s dýchaním dostačujúca (čo však nemusí byť postačujúce pre meranie srdcovej aktivity, ktorej vibrácie na povrchu tela sú omnoho menšie). Pri tomto meraní sa zároveň potvrdili predpokladané chyby spôsobené farbou odrazového predmetu. Najsilnejší a najmenej zašumený signál bol z bieleho podkladu vďaka najlepšej odrazivosti podkladu.

Naopak oproti tomu čierny povrch dosiahol najhorší signál. Lesklé povrchy spôsobovali nadmerný rozptyl laserového lúča do priestoru a tým spôsobovali zašumenie až nečitateľnosť odrazeného lúča. Zároveň sme realizovali test pôsobenia okolitého svetla na výsledok samotného vibrometra. Realizované meranie sa uskutočnilo pri dennom svetle, v zatemnenej miestnosti a pri umelom osvetlení- pričom sme zistili, že okolité svetlo nemá zásadný vplyv na výsledky vibrometra, čo je zrejme spôsobené zapustením PSD detektora do vnútra puzdra vibrometra.



Obr.1 Graf zaznamenaného šumu z vibrometra

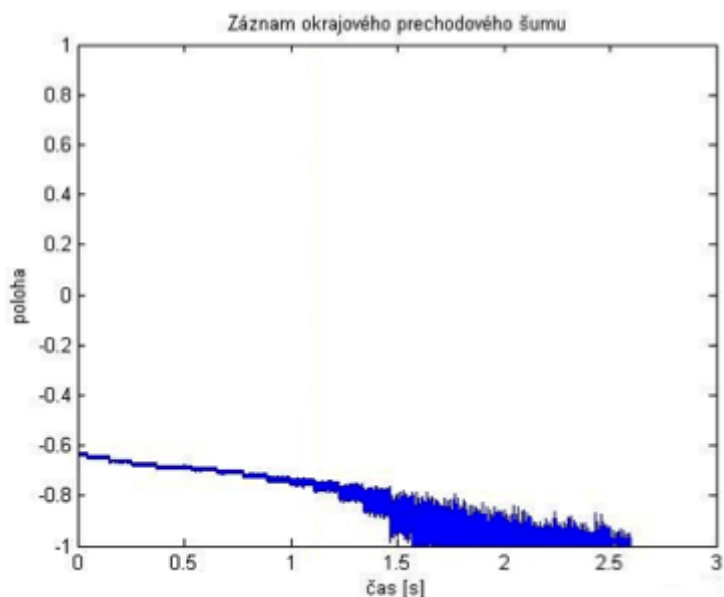
V ďalšom teste bol realizovaný záznam prechodu odrazeného laserového lúča od jedného konca PSD detektora po druhý. Prechodová charakteristika detektora bola realizovaná pomocou krokového motora s krokom 125 $\mu$ m od kladných hodnôt polohy najďalej od vibrometra na jednom okraji k záporným hodnotám polohy najbližšie k vibrometru.



Obr.2 Graf prechodovej charakteristiky vibrometra.

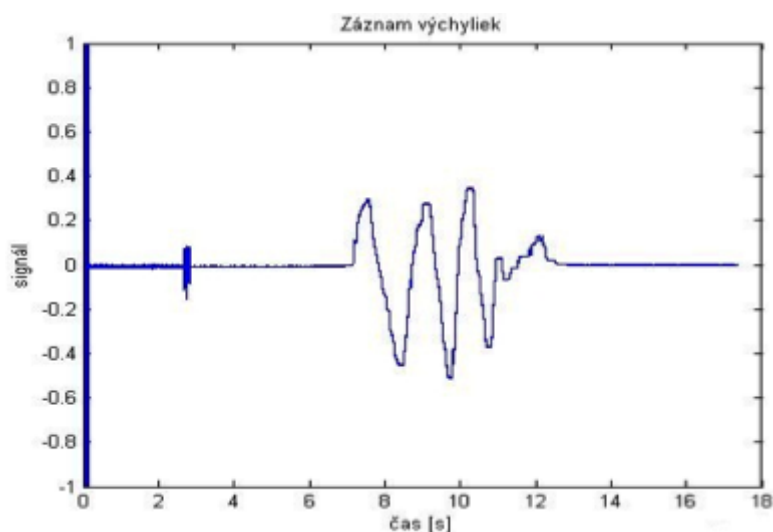
Ako je vidno na grafe (viď. Obr. 2), najlineárnejšia oblasť bez porúch detekcie sa nachádza v prechode z kladných do záporných hodnôt polohy, teda v okolí stredu PSD detektora. Poloha je zosilnená približne dvakrát pôsobením spracovacej elektroniky. Odpočet presnej polohy (v milimetroch) však nie je prekážkou, keďže v našej aplikácii

sa zameriavame na diferenciu polohy ako na jej presnú hodnotu. Problémom sú prechodové časti detektora z aktívnej oblasti do neaktívnej oblasti. Prechodové javy na tomto zlome spôsobujú rušenie signálu.



Obr.3 Graf zaznamenaného šumu koncov vibrometra.

Pri testovaní citlivosti vibrometra pomocou krokového motora a predošlých skúsenostiach so stabilitou signálu sme dospeli k hodnotám rádovo stotín milimetra. Do týchto hodnôt vibrometer preukázateľne reagoval na zmenu vzdialenosti bez jednoznačného pôsobenia šumu na údaj. Pri zisťovaní citlivosti na jednotlivé frekvencie sme overili citlivosť na vyššie frekvencie až do 12kHz. Čo je však dôležitejšie, vibrometer dobre reagoval aj na nízke frekvencie okolo 10Hz. Problém nastával pri následnej spektrálnej analýze, kde tieto nižšie frekvencie boli prekryté jednosmernou zložkou signálu, ktorá sa preniesla cez spracovací algoritmus. Frekvencie boli generované pomocou ladičiek alebo pomocou basového reproduktora a programu na generovanie harmonických signálov od pol hertza pomocou audio zostavy.



Obr.4 Graf zaznamenaných výchyliek pomocou vibrometra.

### Test akcelerometrom

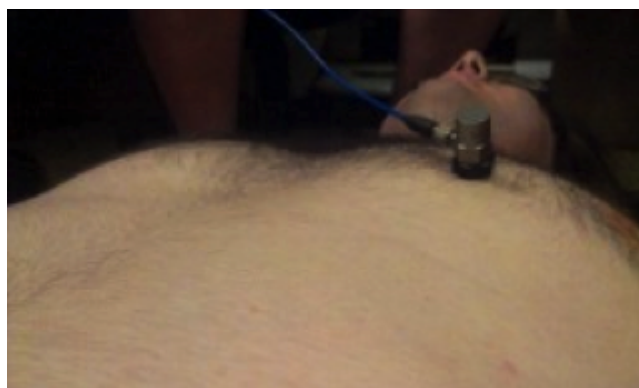
Na overenie nameraných priebehov z vibrometra sme zvolili vibračnú analýzu

založenú na akcelerometri. Na meranie sme zvolili akcelerometer 352C33 firmy PCB Piezotronics. Akcelerometer má citlivosť  $0,0015\text{m/s}^2$  pri rozsahoch od 0,5 do 10000Hz s 5% odchýlkou alebo od 0,3 do 15000Hz s 10% odchýlkou a nelinearitami pod 1%. Ako prevodník bol použitý laboratórny AC/DC prevodník National Instruments NI9234 bez vplyvu jednosmernej zložky s výstupom na USB dokovaciu stanicu NI USB-9162.



*Obr.5 Laboratórny AC/DC prevodník.*

Zariadenie aj obslužný program bol zapožičaný z firmy Kvant. Meraná osoba ležala v klude na zemi a meranie bolo realizované prilepením senzora priamo na telo. Boli realizované dva typy meraní pre osobu, a to v kludnom stave a po krátkej záťaži. Prvý typ záznamu bol realizovaný v klude, bez ďalších interakcií od meranej osoby. V druhom type merania zadržala meraná osoba dych, aby pri meraní srdcovej aktivity dochádzalo k čo najmenej interakcii s vibráciami spôsobenými dýchaním. Meranie bolo realizované na troch rôznych osobách pre potvrdenie správnosti meraní. Na dvoch ženách (vo veku 20 a 40 rokov) jednom mužovi (vo veku 20 rokov).



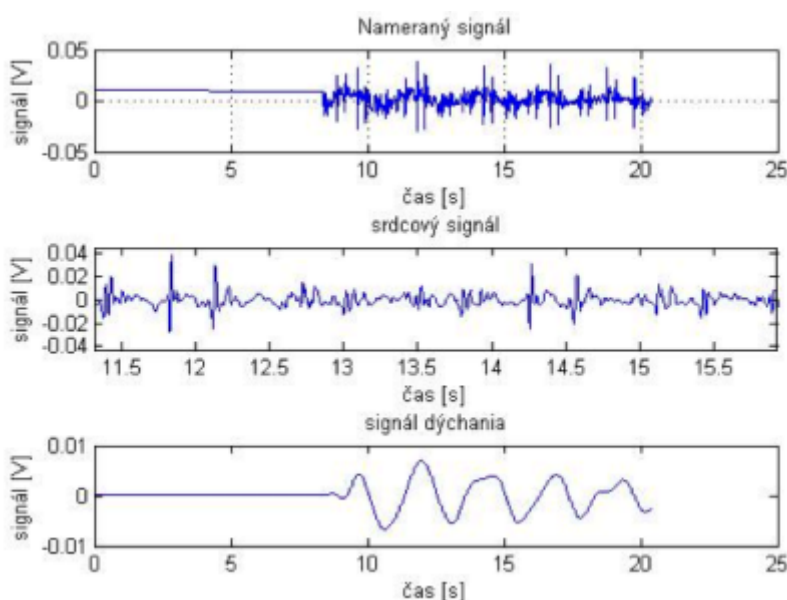
*Obr.6 Meraná osoba pri meraní s akcelerometrom.*

Nameraný signál už pri prvom pohľade vykazoval periodický signál z vyššou amplitúdou a frekvenciou v spojení so signálom s nižšou frekvenciou a amplitúdou. Z týchto signálov sa dalo dedukovať, že ide o signál spôsobený srdcovou aktivitou a dýchaním. Pri následnej spektrálnej analýze sa síce vykresľovala jedna frekvencia s najväčšou intenzitou približne pri 0,4Hz. Postupnými pokusmi sme dospeli k výsledkom, že pri vyšších zvolených filtrovacích frekvenciách dokážeme pozorované dva signály eliminovať, pričom sa jedná práve o hľadaný signál aktivity dýchacej sústavy a srdcovej činnosti. Tieto závery boli uskutočnené na základe porovnania získanej tepovej frekvencie, znalostí práce srdca a získaných periodických signálov. Pri dýchaní boli závery uskutočnené hlavne na základe pozorovaní reálnej periodicity dýchania a čase realizovaných nádychov a výdychov v porovnaní s filtrovaným signálom.

Na základe týchto faktov sme zistili, že signál priebehu dýchania je možné filtrovať pri

rozmedzí filtra od 0,2Hz do 1Hz pri meraných osobách. Srdcovú aktivitu sa zase podarilo vyfiltrovať pri nastavení filtra pásmovej priepuste od 1Hz do 70Hz až 100Hz. Pri srdcovej aktivite je zmena filtrovaných frekvencií spôsobená samotnou podstatou merania dát. Signály pri vibračnej analýze sú spôsobené vibráciami tela, kde každý impulz spôsobuje vlnenie tela. Toto vlnenie vzniká pri každej kontrakcii srdca a je sprevádzané začiatkom vlnenia, najintenzívnejšou časťou vlnenia a následným útlmom vlnenia s rôznymi intenzitami podľa konkrétnej časti kontrakcie srdca (kontrakcia predsiení, kontrakcia jednotlivých komôr a uvoľnenie predsiení).

Frekvencia signálu je následne výsledkom týchto všetkých častí vlnení. Na základe toho je nutné filtrovať signál pri vyšších frekvenciách. Pri filtrovaní signálu dýchania je toto posunutie z rovnakých dôvodov. Tento signál je spojením priameho signálu od zmeny polohy hrudníka pri dýchaní a dýchacími šelestmi spôsobenými prúdením vzduchu do pľúc a z pľúc. Zároveň na tento signál vplýva aj vnútorné trenie bránice pri dýchaní.

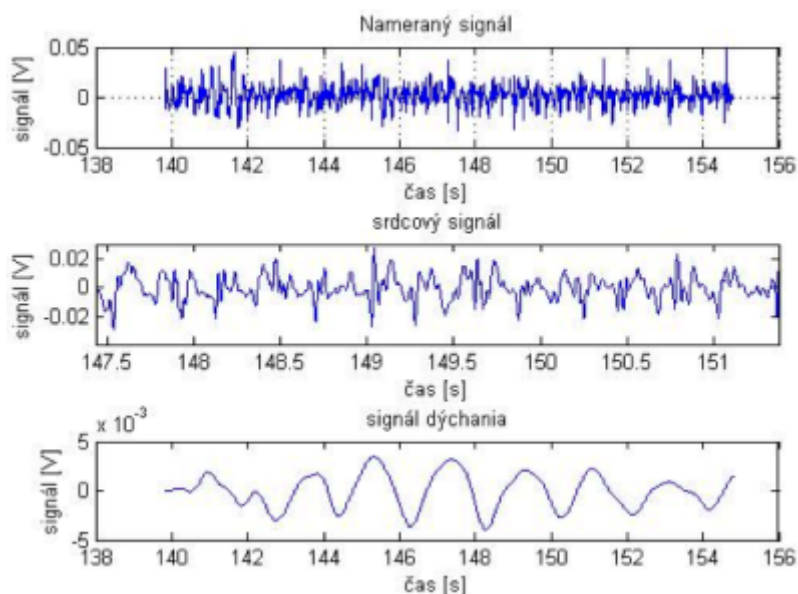


Obr.7 Zaznamenané priebehy pri osobe v klude.

Z Obr. 7 sú vidno priebehy dýchania a srdcovej aktivity. V priebehu dýchania je vidno jasnú periodicitu priebehu s frekvenciou 24 nádychov za minútu. To zodpovedá aj kludovým frekvenciám. Pri priebehu srdcovej aktivity je nájdenie periódy zložitejšie. Perióda totiž nie je, ako na prvý pohľad vyzerá, medzi výraznými vrcholmi priebehu, ale medzi každou sériou vibrácií za sebou. Presný význam výrazných vrcholov je nejasný, predpokladáme, že ide o zosilnenie spôsobené interferenciou s dýchacím signálom. Jedna z periód srdcovej aktivity sa nachádza na obrázku približne medzi 12,5 a 13,25 sekundou.

Na priebehu je taktiež vidieť frekvenciu srdcovej aktivity, a to 84,5 úderov za minútu, čo je zároveň kludová frekvencia. Zároveň je vidno v každej perióde vibrácie spôsobené kontrakciou predsiení a následnou kontrakciou komôr s následným uvoľnením predsiení. Pri nameraných priebehoch po záťaži bola nameraná frekvencia dýchania 35,2 nádychov za minútu, pri rozmedzí filtrácií rovnakej ako pri kludovom stave, a teda od 0,1 po 1Hz. Po odčítaní frekvencie srdcovej aktivity bolo nameraných 150 úderov za minútu a filtrovanej frekvencii od 1 po 100Hz. Tieto informácie sa

zhodovali aj s reálnymi pozorovanými údajmi tepovej frekvencie a počte nádychov za minútu.



Obr.8 Zaznamenané priebehy pri osobe po výkone.

### Meranie životných funkcií pomocou vibrometra

Získať informáciu o srdcovej aktivite a respiračných pochodoch je možné aj na základe vibračnej analýzy povrchu tela. V princípe ide o meranie pomerne veľkej výchylky, rádovo milimetre (pri dýchaní). S takto veľkými výchylkami nemá vytvorený vibrometer problémy. Neznámou zostávajú výchylky spôsobené srdcovou aktivitou, keďže sa jedná o veľmi malé dynamické zmeny. Na overenie predpokladov a získanie presných informácií sme museli vykonať príslušné merania. Za týmto účelom sme zhotovili hliníkovú konzolu, na ktorej bol vibrometer pripevnený. Vďaka tomu mohla meraná osoba ležať, čím sa eliminovali výchylky spôsobené nežiaducim pohybom tela.

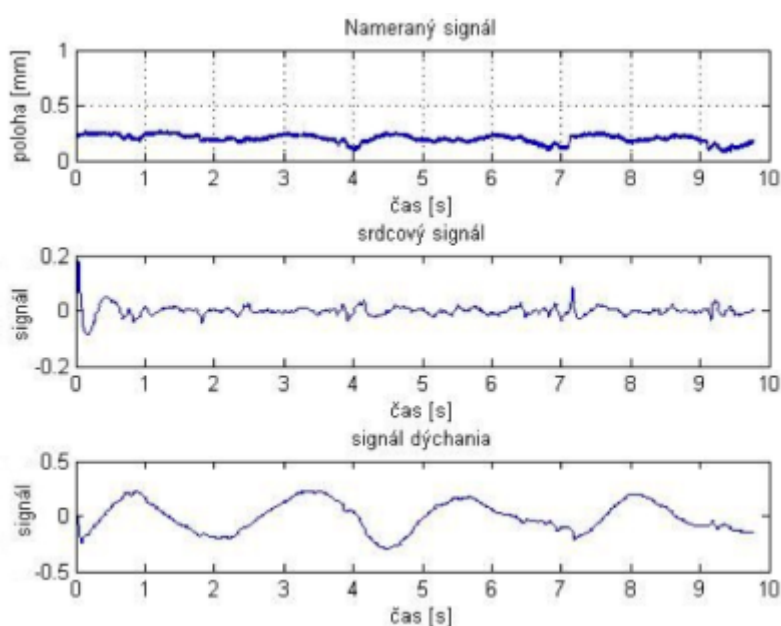
Vibrometer visel nad hrudným košom vo vzdialenosti 9 centimetrov od povrchu. Bod odrazu bol umiestnený približne do oblasti srdca v hrudnom koši, prekordia. Vzdialenosť, podľa meranej osoby, bola ohybom konštrukcie nastavená tak, aby odrazený lúč dopadal približne do stredu PSD detektora. Boli realizované dva typy meraní pre osobu, a to v kludnom stave a po krátkej záťaži, rovnako ako v predošlom teste. Taktiež na troch rôznych osobách ako v predošlom prípade. Prvý typ záznamu bol realizovaný v klude, bez ďalších interakcií od meranej osoby. V druhom type merania zadržala meraná osoba dych, aby pri meraní srdcovej aktivity dochádzalo čo k najmenšej interakcii s vibráciami spôsobenými dýchaním.





Obr.9 Meraná osoba pri meraní s vibrometrom (ilustračný záber).

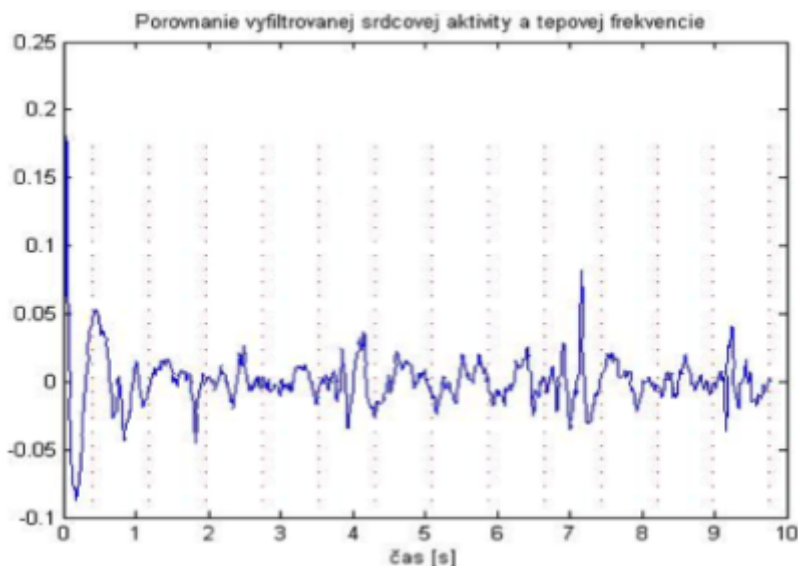
Po nasnímaní prvých dát bolo podľa predpokladov na priebehoch jasne vidno priebehy dýchania. Avšak priebehy nejavili jasné znaky po zaznamenaní srdcovej aktivity. Ani pri bližšom pohľade na zaznamenané signály sme neobjavili periodický signál s vhodnou periódou.



Obr.10 Zaznamenané priebehy pri osobe v klude.

Ako je vidno na Obr. č. 10, signál aktivity dýchania sa podarilo vyfiltrovať zo zaznamenaného priebehu. Avšak pre získanie signálu bolo potrebné posunúť hranice pásmovej priepuste od 0,1Hz až po 10Hz. Táto zmena je spôsobená hlavne väčším zašumením pôvodného signálu. Z nameraného priebehu vyplýva frekvencia dýchania je okolo 21 nádychov za minútu. Táto frekvencia približne zodpovedala aj reálnej pozorovanej frekvencii. Pri hľadaní signálu srdcovej frekvencie sme vychádzali z nameranej tepovej frekvencie, ktorá bola okolo 76 úderov za minútu, čo odpovedá perióde 0,78 sekundy. Pokusmi sa nám pri filtračnej frekvencii od 1Hz do 20Hz podarilo z nameraného signálu dostať priebeh, ktorý javil aspoň čiastočné známky peridocity. Pri použití nižších frekvencií začal daný priebeh splyvať s priebehom

dýchania. Pri použití aj vyšších frekvencií začal opäť podliehať nadmernému šumu. Následne sme vhodne cez tento priebeh preložili vytvorenú časovú os, na základe periódy tepovej frekvencie.



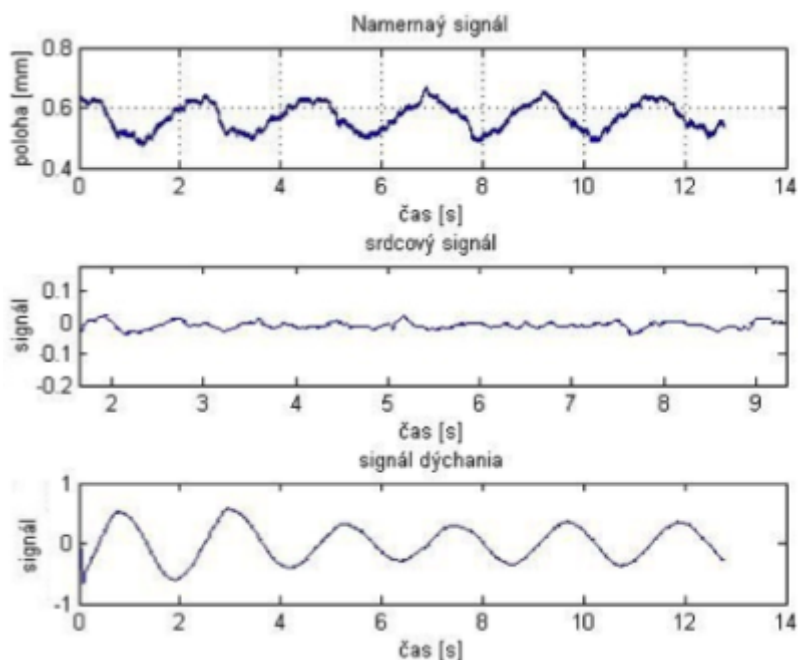
Obr.11 Porovnanie vyfiltrovanaj srdcovej aktivity a nameranej tepovej frekvencie.

Z výsledku na Obr. 11, môžeme predpokladať, že vo vyfiltrovanom priebehu sa nachádza určitá pravidelnosť požadovanej frekvencie. Avšak každý z týchto periodických dejov má iný priebeh a teda nemožno presne dokázať čo je pôvodcom týchto dejov. Zároveň pokiaľ by bolo možné dokázať určiť, že ide o priebehy spôsobené srdcovou aktivitou, ich analýza by bola značne zložitá a výpovedná hodnota by bola príliš malá vzhľadom na rozdielnosť priebehov každej periódy. Za týmto účelom by bolo potrebné zvýšiť citlivosť navrhnutého vibrometra, prípadne zlepšiť demodulačný algoritmus. Pre overenie meraní sme vykonali merania aj po krátkej záťaži meranej osoby. Po skončení cvičenia sme zmerali meranej osobe tepovú frekvenciu, ktorá bola 108 úderov za minútu a frekvenciu dýchania 26 nádychov za minútu. Následne sme zhotovili priebehy pomocou vibrometra.

Na priebehoch bolo zase jasne vidno zmenu polohy dopadajúceho lasera spôsobenú dýchaním. Na jej odfiltrovanie z nameraného priebehu stačilo predošlé zistené rozpätia pásmovej priepuste od 0,1Hz do 10Hz. Z vyfiltrovaného priebehu sa ukázala frekvencia dýchania 26,8 nádychov za minútu. Pri hľadaní priebehu srdcovej aktivity sme použili rovnakú filtrovaciu frekvenciu ako v predošlom prípade, a to od 1Hz do 20Hz. Výsledný priebeh obsahoval periodické vrcholy signálu, ktorých perióda bola 0,53 sekundy, čo zodpovedá frekvencii 113 úderov srdca za minútu.

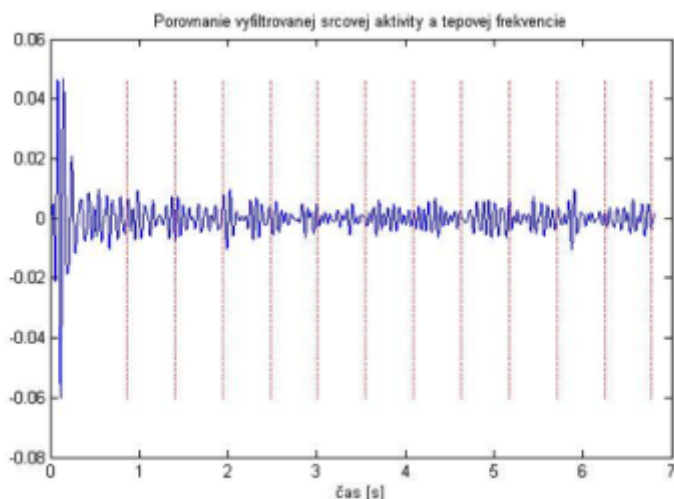
Ale ani v tomto prípade nie je jasný dôkaz o nameraní skutočnej srdcovej aktivity. Avšak pri nameranom signáli „so zadržaným dychom“ sa objavila krivka, ktorá pripomínala namerané priebehy s akcelerometrom. Nutné ju bolo filtrovať pri nastavení filtra od 10Hz do 20Hz. Pri tejto filtrovacej frekvencii sa podarilo získať signál s periódou 0,56 sekundy, čo zodpovedá približne frekvencii 106 úderov za minútu (obr. 12). Ku koncu záznamu, keď filter dáva najlepšie výsledky, je vidieť pomerne presnú periódu kmitov. Zároveň sa dajú pozorovať dva hlavné vibračné vrcholy spôsobované kontrakciou predsiení a následne komôr srdca.





Obr.12 Zaznamenané priebehy pri osobe po záťaži.

Pri týchto nameraných údajoch už môžeme jednoznačnejšie potvrdiť, že sa jedná o vibrácie spôsobené srdcovou aktivitou. Treba si však uvedomiť, že meranie bolo realizované za najvhodnejších podmienok. Teda meraná osoba ležala bez pohybu na pevnej zemi, bola meraná po vykonaní cvičenia a teda mala zvýšenú aktivitu srdca a bez ovplyvňovania respiračnými procesmi. Tieto podmienky je v reálnom prostredí len veľmi ťažké navodiť. Avšak vďaka tomu môžeme predpokladať, že vibrometer je tiež v ideálnom prípade schopný zachytiť priebehy srdcovej aktivity. Už spomínaným zvýšením citlivosti navrhovaného vibrometra zvýšením intenzity lasera či vybavením citlivejším detektorom, prípadne navrhnutím výkonnejšieho spracovávacieho algoritmu by bolo možné získať priebehy srdcovej aktivity aj počas ostaných meraní, pri ktorých vstupujú do merania aj respiračné šумы.



Obr.13 Porovnanie vyfiltrovej srdcovej aktivity a nameranej tepovej frekvencie pri osobe po záťaži a so zadržaným dychom.

## Záver

V článku overujeme možnosti navrhnutého zariadenia a overujeme schopnosti, pre

ktoré bolo zariadenie zhotovené. Pri testoch s vibrometrom bolo overené, že je možné zariadenie nasadiť v rôznych oblastiach (za ideálnych podmienok). Jeho citlivosť je dostatočná aj pre presnejšie merania a jeho frekvenčný rozsah je postačujúci pre rôzne typy meraní. Či už ide o školské využitie na rôzne pokusy, alebo reálne merania v praxi, pre detekciu vibrácií zariadení. Zároveň sme definovali aj slabé miesta navrhnutého vibrometra. Počas overovania sa podarilo pomocou akcelerometra identifikovať vibrácie spôsobované srdcovou činnosťou a respiračnými procesmi, vďaka čomu sme overili možnosť merania týchto vibrácií z povrchu tela. Namerané priebehy sa zhodovali aj s reálne pozorovanými hodnotami.

Merania boli zhotovované na troch osobách a štyroch rôznych druhoch merania pre overenie správnosti. Pri nasadení vibrometra na meranie spomínaných vibrácií sa však podarilo exaktne namerať a filtrovať jedine vibrácie spôsobené dýchaním, vďaka väčšej výchylke spôsobenej samotným procesom. Meranie vibrácií spôsobených srdcovou aktivitou sa nepodarilo jednoznačne namerať. Jediné čitateľné výsledky boli dosiahnuté meraním osoby po záťaži (cvičení) so zadržaným dychom. Je to však ideálny prípad merania. Podarilo sa však vďaka tomu dokázať, že aj navrhovaný vibrometer je schopný zachytiť tieto vibrácie.

Za týmto účelom by bolo potrebné zvýšiť citlivosť vibrometra. Lepšie výsledky dosahované akcelerometrom môžu byť spôsobené aj jeho priamym kontaktom s telom a teda lepším prenosom vnútrotelových vibrácií na povrch zariadenia, zatiaľ čo pri meraní vibrometrom mohli byť vibrácie spôsobené srdcovou činnosťou prekryté, keďže na povrchu sú tieto vibrácie minimálne, vibráciami spôsobenými dýchaním a jeho vedľajšími prejavmi ako vibrovanie povrchu tela a vnútro-bránicové trenie.

Podnetom pre ďalší vývoj je hlavne praktický význam takéhoto zariadenia. Ide hlavne využitie prístroja na medicínske účely. Zároveň si takéto zariadenie môže nájsť cestu aj do bežných domovov alebo kancelárií, ako zariadenie včasného varovania pred hroziacou chorobou alebo zlyhaním organizmu, keďže ide o pomerne lacné a jednoduché zariadenie. Témou ďalšieho výskumu by malo byť v prvom rade spomínané zvýšenie citlivosti vibrometra a overenie priebehov s presnými lekáorskými zariadeniami, ako je napríklad EKG. Následne by bolo potrebné navrhnúť vhodnú analýzu nameraných a vyfiltrovaných priebehov, keďže sa nejedná o fyzikálne vlastnosti tela ani sa nemôže jednať o rovnaké priebehy v každej perióde.

Pre nasadenie do praxe by bolo potrebné zároveň pre jednoduchšie meranie zvýšiť možnú pracovnú vzdialenosť vibrometra od meranej osoby, čo by sa dalo najlepšie zlepšením optiky zariadenia. Zároveň umožniť meranie aj s držaním zariadenia v ruke človeka bez nutnosti ľahnúť si na pevný podklad. Za týmto účelom by bolo potrebné zariadenie vybaviť pohybovým senzorom na eliminovanie pohybu, prípadne použitia dvoch vibrometrov s tým, že druhý by meral vzdialenú časť tela a následne by sa oba signály od seba odrátali pre elimináciu všetkých rušení z okolia.

## Literárne zdroje

1. Števo Stanislav - Vnuk, Marek - Osuský, Jakub: Vibrometer Založený na PSD detektore. In: Posterus.sk. - ISSN 1338-0087. - (07, 2014), www.posterus.sk
2. Púčik, J.-Cocherová, E. 2006. ANALÝZA BIOSIGNÁLOV. Bratislava: Slovenská technická

---

univerzita v Bratislave, Fakulty elektrotechniky a informatiky. 2006. 124 s. ISBN 978-80-227-2833-1

3. Števo, Stanislav; Vnuk, Marek: Bezdotyková detekcia prejavov chorôb v budovách. In: iDB Journal. - ISSN 1338-3337. - Roč. 2, č. 1 (2012), str. 18-22
4. Števo, Stanislav; Vnuk, Marek: Technické aspekty bezdotykovej detekcie prejavov chorôb v budovách. In: iDB Journal. - ISSN 1338-3337. - Roč. 2, č. 2 (2012), str. 31-33
5. Bc. Marek Vnuk, 2013. Inteligentná budova - ochrana zdravia: diplomová práca. Bratislava: Slovenská technická univerzita v Bratislave Fakulta elektrotechniky a informatiky, 2013. 111 s.

---

Ing. Stanislav Števo, PhD., Ing. Marek Vnuk Ústav robotiky a kybernetiky, Fakulta elektrotechniky a informatiky, ilkovičova 3, 812 19 Bratislava, Slovenská technická univerzita, Ing. Jakub Osuský, PhD., Ústav aplikovanej mechatroniky, Fakulta elektrotechniky a informatiky, ilkovičova 3, 812 19 Bratislava, Slovenská technická univerzita

---