

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ**

KATEDRA TECHNOLOGIÍ A MĚŘENÍ

DIPLOMOVÁ PRÁCE

**Měření dechové frekvence aplikovatelné
ve smart textiliích**

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Jan HOVORKA**
Osobní číslo: **E13N0145P**
Studijní program: **N2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor: **Komerční elektrotechnika**
Název tématu: **Měření dechové frekvence aplikovatelné ve smart textiliích**
Zadávací katedra: **Katedra technologií a měření**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Prostudujte možnosti měření dechové frekvence a její aplikace ve smart textiliích.
2. Proveďte literární rešerši a popište strukturu zařízení a principů, které jsou k měření dechové frekvence využívány.
3. Vyberte vhodné systémy pro měření dechové frekvence ve smart textiliích. Diskutujte jejich výhody a nevýhody.
4. Navrhněte systém pro měření dechové frekvence vhodný pro integraci do smart textilií.
5. Kriticky zhodnoňte navržené řešení.

Rozsah grafických prací: **podle doporučení vedoucího**

Rozsah pracovní zprávy: **30 - 40 stran**

Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

1. Chiarugi, F.; Karatzanis, I.; Zacharioudakis, G.; Meriggi, P.; Rizzo, F.; Stratakis, M.; Louloudakis, S.; Biniaris, C.; Valentini, M.; Di Rienzo, M.; Parati, G., "Measurement of heart rate and respiratory rate using a textile-based wearable device in heart failure patients," *Computers in Cardiology*, 2008 , vol., no., pp.901,904, 14-17 Sept. 2008
doi: 10.1109/CIC.2008.4749188
2. Mattila, H., R., *Intelligent Textiles and clothing*, CRC Press, 2006.
ISBN-13: 978-0849390999

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Radek Soukup, Ph.D.**

Katedra technologií a měření

Datum zadání diplomové práce: **15. října 2014**

Termín odevzdání diplomové práce: **11. května 2015**

Abstrakt:

Diplomová práce se zabývá měřením dechové frekvence za pomoci smart textilií. V textu jsou zmapovány současné technologie smart textilií pro měření dechové frekvence. Tyto technologie jsou podrobně popsány a porovnány mezi sebou. V praktické části je navržen model pro měření dechové frekvence a zhodnocena přesnost měření. V závěru diplomové práce jsou získané hodnoty kriticky zhodnoceny.

Klíčová slova:

Dechová frekvence, textilní elektrody, smart textilie, EKG, tenzometr, pletysmografie, pulsní oxymetr, akcelerometr

Abstract:

Diploma thesis deals with measuring of the respiration rate by means of smart textiles. The technology smart textiles for measuring respiratory rate is described in this text. These technologies are described in detail and compared with each other. In the practical part the model for measuring respiratory rate is designed and the accuracy of the measurement is evaluated. In conclusion, the thesis are the values critically evaluated.

Keywords:

Respiratory rate, textile electrodes, smart textiles, EKG, strain gauge, plethysmography, pulse oximeter, accelerometer

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu, který je součástí této diplomové práce.

Dále prohlašuji, že veškerý software, použitý při řešení této diplomové práce, je legální.

.....
Podpis

V Plzni dne 14.5.2015

Jméno příjmení

Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval svému vedoucímu diplomové práce Ing. Radkovi Soukupovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a ochotu pomoci. Zároveň chci poděkovat rodině za trpělivost a podporu během celého mého studia, dále pak kolegům, kteří spolupracovali na mé praktické části a společnosti Jitex.

Obsah

OBSAH	8
ÚVOD	9
SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	10
1 SMART TEXTILIE	12
1.1 DEFINICE SMART TEXTILIÍ	12
1.2 SOUČASNÝ STAV A PŘEDPOKLÁDANÝ VÝVOJ V OBLASTI SMART TEXTILIÍ	15
2 ZPŮSOB MĚŘENÍ DECHOVÉ FREKVENCE	17
2.1 MĚŘENÍ DECHOVÉ FREKVENCE.....	18
2.2 MĚŘENÍ POMOCÍ EKG	19
2.2.1 <i>Popis funkce</i>	19
2.2.2 <i>Popis odečítání</i>	21
2.3 MĚŘENÍ POMOCÍ TENZOMETRŮ.....	22
2.3.1 <i>Popis funkce</i>	22
2.3.2 <i>Popis odečítání</i>	24
2.4 IMPEDANČNÍ PLETYSMOGRAFIE.....	25
2.4.1 <i>Popis funkce</i>	25
2.4.2 <i>Popis odečítání</i>	25
2.5 POUŽITÍ PPK SENZORU.....	27
2.5.1 <i>Popis funkce</i>	27
2.5.2 <i>Popis odečítání dechové frekvence</i>	29
2.6 AKCELEROMETR.....	30
2.6.1 <i>Popis funkce</i>	30
2.6.2 <i>Popis odečítání</i>	31
3 ZHODNOCENÍ PŘEDSTAVENÝCH SYSTÉMŮ VHODNÝCH PRO INTEGRACI DO SMART TEXTILIÍ	34
4 SYSTÉM PRO MĚŘENÍ DECHOVÉ FREKVENCE INTEGROVANÝ DO TEXTILIE	36
4.1 PŘÍPRAVA A POPIS MĚŘENÍ	36
4.2 MĚŘENÍ ZA POMOCÍ TEXTILNÍCH ELEKTROD (SUCHÝCH)	41
4.3 MĚŘENÍ ZA POMOCÍ TEXTILNÍCH ELEKTROD (VLHČENÝCH).....	41
4.4 MĚŘENÍ POMOCÍ GELOVÝCH ELEKTROD.	44
4.5 MĚŘENÍ DECHOVÉ FREKVENCE POMOCÍ PROTOTYPU TRIKA OD SPOLEČNOSTI JITEX.....	46
4.6 KRITICKÉ ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ	48
ZÁVĚR	49
SEZNAM LITERATURY A INFORMAČNÍCH ZDROJŮ	50
PŘÍLOHY	52

Úvod

S monitorováním dechové frekvence se často setkáváme při vyšetření u lékaře a je velmi důležité pro odhalení vážných zdravotních problémů. Dlouhodobé měření může sloužit k monitorování osob v nebezpečných prostorech a osob vyžadující stálý dohled kvůli jejich vážnému zdravotnímu stavu. Toho lze docílit pomocí smart textilií a integrovat systémy pro měření dechové frekvence do běžně nositelných věcí pro stálý dohled např. pacientů trpících syndromem spánkové apnoe. Stálý dohled je také nezbytný u pracovníků, kteří jsou vystaveni nebezpečným podmínkám. Jako například členy hasičských záchranných sborů. Díky stálému monitoringu bude včas informován o blížícím se nebezpečí a včas na něj reagovat.

Historie smart textilií se začala psát roku 1990, kde studenti z MIT za pomoci armády pokročili ve vývoji takzvaných nositelných počítačů. V této době byla technologie využita pouze v armádním sektoru, avšak od roku 2001 se smart textilie objevují ve zdravotnictví a sportu. Nyní se snaží využít moderních materiálů a integrovat se do běžného života. Do budoucna se počítá s možností monitorování biometrických funkcí v reálném čase. Pokud se data přiblíží kritické hodnotě, bude včas přivolána pomoc.

V této práci bude zmapováno a vyhodnoceno několik způsobů měření dechové frekvence a určena nejvhodnější technologie pro snímání dechové frekvence. Dále v praktické části bude vybrán způsob měření dechové frekvence a ověřena funkčnost. V praktické části bude porovnáno několik měření. Získané výsledky budou porovnány a kriticky zhodnoceny.

Seznam symbolů a zkratk

Ssm	materiály citlivé na okolí (stimuli-sensitive materials)
ml	mililitr
EKG	elektrokardiogram
P	depolarizace síní
PQ	interval mezi PQ
Q	první negativní výchylka
QRS	depolarizace komor
T	polarizace komor
S	negativní kmit po kmitu R
R	pozitivní kmit
aVR	označení svodu (Goldberger)
V1	označení svodu (Wilson)
SAHRV	z angličtiny spektrální analýza variability srdeční frekvence
VArCor PF6	označení vyhodnocovacího systému
GF	citlivost
ΔR	změna odporu
ΔL	změna délky
ε	poměrné prodloužení
R	odpor
L	délka
U_n	napájecí napětí
U_m	měřené napětí
Hz	hertz
μA	mikroampér
nm	nanometr
LED	light Emitting Diode
AC	střídavá složka
DC	stejnoseměrná složka
PPG	photoplethysmogram
PPK	neinvazivní pulsní oxymetr
EE	výdaj energie za jednu minutu (energy expenditure)
3D	trojdimenzionální
ΔA_i	energetického výdaje
Σ	matice
η_i	velikost vektoru
x_0	dechová frekvence dopočtená z vektorů
NCBI	National Center for Biotechnology Information
sec	Sekunda, jednotka času

PC	personal computer
min	Minuta, jednotka času

1 Smart textilie

1.1 Definice smart textilií

Pojmem smart textilie rozumíme nové odvětví ve zpracování vláken a dalších výrobků z nich vycházející. V podstatě se jedná o produkt, který má schopnost reagovat na okolní podněty a to tím, že do nich vložíme právě inteligentní materiály a jiná elektronická zařízení. Mnoho těchto systémů se využívá v každodenním životě. Jsou určeny pro bezpečnost lidí, sledování určitých funkcí nebo mohou lidem zlepšovat komfort při používání určitých věcí [1].

Hlavní podnět pro rozvoj těchto aplikací vznikl v armádním sektoru s požadavkem na vývoj obleků, které by ochraňovaly a zvyšovaly bojeschopnost vojáků na misích, kde jsou nasazeni. V armádním sektoru se smart textilie používají hlavně na balistickou ochranu, na maskování a nakonec pro snímání životně důležitých funkcí. Armáda komunikuje v tomto odvětví se soukromým sektorem a díky vyměňování poznatků je pokrok daleko rychlejší [1].

Inteligentní textilie mají rozsáhlé možnosti využití, a to konkrétně v textilním průmyslu, jak v módě, tak i v technických aplikacích. Tento pokrok je možný díky aktivní spolupráci mezi různými obory a odvětvími jako jsou inženýrské obory, konstrukce, přírodověda, výzkum a vývoj, marketing a obchod. Náš každodenní život bude ovlivněn používáním inteligentních textilií a bude integrován do věcí a oděvů, které známe z běžného života [1].

Definice a klasifikace inteligentních textilií

Inteligentní textilie jsou prvky, které adekvátně reagují na okolní vlivy a podněty mechanického, chemického, tepelného, elektrického, magnetického a zářivého působení [2].

Podle způsobu funkce dělíme inteligentní textilie do určitých skupin. Definice těchto skupin se v literatuře uvádí různými způsoby. Avšak pro účel této práce byly vybrány tři skupiny:

A) Pasivní

Pasivní textilie patří do první generace inteligentních textilií. Zastupují zde pouze pasivní prvek, který funguje jako senzor okolních podmínek. Do této kategorie patří optická vlákna, která přenášejí světlo a také jsou citlivá na deformaci. Dále pak mohou zobrazovat koncentraci chemikálií, zrychlení, tlak atd. Tato generace spadá do pasivních inteligentních textilií z důvodu soběstačnosti bez zdroje napájení [2].

B) Aktivní

Tato skupina se řadí do druhé generace inteligentních textilií. Skládá se jak ze senzorů, tak i aktuátorů. Aktuátory reagují na vnější vlivy a převádí je na elektrický signál. Buď přímo nebo díky řídicí jednotce. Mezi základní vlastnosti aktivních textilií patří: tvarová paměť, změna barvy, odolnost proti vodě, propustnost páry, zásobník tepla a tvoří i elektronické vytápěné obleky. Obleky získávají informace z okolí, například o dávkách záření apod. Dobrým příkladem jsou takzvané chameleónní textilie, které mění barvu za pomoci absorpce UV záření. Mohou například upozornit na dlouhodobé vystavení UV zářením.

Pod aktivní textilie také spadá skupina vysoce aktivních textilií. Další možností je citlivost na teplo, která když bude překročena, materiál se zbarví do jiné barvy. Aktivní textilie mohou aktivně zadržovat či uvolňovat teplo. Tohoto se využívá například u astronautů. Systém Byl vyvinut v NASA, a to konkrétně Outlast a Gorix [2].

C) Super (ultra) inteligentní

Do třetí generace spadají textilie, které dokáží zachytit podněty, reagovat tak na ně a díky tomuto vyhodnocení se přizpůsobit změněným podmínkám. Tyto textilie mají v sobě zakomponovanou jednotku, která dokáže vyhodnotit a rozhodnout situace podle toho, jak je naprogramována. V této kategorii rozlišujeme tři generace:

- První generace zahrnuje textilie se zabudovanou miniaturní elektronikou.

- Ve druhé generaci se setkáme se zabudovanými funkcemi přímo v textiliích. Například klávesnice či ovladače.
- Do třetí generace spadají samotné funkce jednotlivých vláken (textilní počítače). Tato třetí skupina zajišťuje vysoký komfort a ochranu jejich uživatelům. Například v armádním sektoru se tato funkce velice hodí. Pro představu v armádě se používá k maskování, k ochraně proti nebezpečným plynům, zjištění stavu člověka a mimo jiné také na obranu proti virům a bakteriím v nehostinných podmínkách. Široké využití mají také v civilním sektoru. Dají se použít jako inteligentní filtry a respirátory. V medicíně se dají využít k inteligentnímu dávkování léčiv, v závislosti na zdravotních informacích léčeného pacienta [2].

Novodobé zaměření v této oblasti jsou:

- Samo opravování,
- Samo adaptace,
- Sběr energie.

Pro první dva druhy textilií je nutno zajistit vhodný způsob napájení. Toho lze dosáhnout za pomoci inteligentních textilií zaměřujících se na sběr energie. energii lze například sbírat pohybem, přesněji přeměnou kinetické na elektrickou, která se vzápětí buď ukládá, anebo se spotřebuje. Dalším způsobem je přeměna sluneční energie na elektrickou. Již v současnosti se tohoto využívá pro přenosné počítače, bezdrátovou komunikaci a nosiče multimédií [2].

1.2 Současný stav a předpokládaný vývoj v oblasti smart textilií

Činný dávkovací systém

Tento systém umožní v oděvním průmyslu zhotovení textilií dávkující vitaminy, léčivé látky a ochranné látky jako například repelent. V neoděvním průmyslu se zde nabízí odvětví inteligentních filtrů a jiných ochranných pomůcek [2].

Monitorovací systém

Co se týče monitorovacích systémů, je velký zájem v oblasti osobních ochranných oděvů, módních doplňků, zdravotních aplikací, armádních aplikací a také je zde zajímavá integrace v oblasti automobilového průmyslu. Konkrétně měření pulsu a dechové frekvence přes senzory na volantu vyvinuté společností Texas Instruments (Viz Obr. 1). V oděvním průmyslu lze sledovat zdravotní stav člověka. V technickém sektoru pak bude možno sledovat stav životního prostředí. K této funkci slouží inteligentní čidla pachu, plynů a bakterií, které se mohou vyskytnout v přírodě nebo u člověka. Další možností jsou čidla pohybu a různého mechanického působení. To vše lze použít u nemocných lidí a sportovců [2].

Čidla pro měření EKG a dechové frekvence



Obr. 1: Biometrický volant (převzato a upraveno z [10]).

Informační systémy

Zde bude schopnost ukládání údajů, vstřebání a ukládání elektrické energie (obdoba baterie), schopnost nosiče mikro mechanických systémů (oprava, čištění apod.).

Adaptivní systémy

Tyto systémy budou měnit svoji strukturu za podnětu jejich okolí a stavu subjektu. Bude zde možnost měnit barvu, odstín, hmatový vjem apod.

Budoucí funkce smart textilií

- Chameleoní textilie: mohou pohlcovat nebo vyzařovat světlo na základě okolních podmínek. V podstatě mění svoji barvu pro okolí a tato změna je vratná.
- Materiály citlivé na okolí (stimuli-sensitive materials – SSM): mají schopnost měnit vlastnosti na základě změny okolí. Vlastnostmi okolí se v tomto případě uvažují: pH, teplota, mechanický tlak a různé druhy energií [2].
- Vláknové senzory: základním kamenem jsou zde optická vlákna, která mohou přenášet změny z okolí. Mohou přenášet jak optický signál, tak i přenos informace o změnách teploty a jiné druhy polí. Pro tyto aplikace se používá dvojice kroucených vláken obalené textilem. Jak zde již několikrát bylo zmíněno, tyto aplikace mají veliký potenciál využití v armádním sektoru u ochranných oděvů pro odhalování nebezpečí [2].
- Textilní snímače: pro vyhodnocení souřadnic (polohy), z hlediska ovládacích prvků ve tkanině, slouží vodivá vlákna. Zde se vyhodnocuje poloha, na kterém místě se tkanina stlačila. V těchto aplikacích lze rozlišovat jak polohu, tak i sílu stisku. Tato technologie se používá u různých druhů klávesnic a ovládacích prvků [2].
- Oděv jako informační systém: oděv sloužící jako rozhraní pro přenos informací kvůli běžnému doplňku populace. Nastává zde však zásadní otázka napájení a necitelnosti tohoto zdroje energie [2].

2 Způsob měření dechové frekvence

Dechová frekvence vyjadřuje počet respirací (výdechů a nádechů) za jednu minutu. Běžné hodnoty u dospělých jedinců se pohybují mezi 12 a 18 respiračními cykly (dechy) za minutu. Ženy však tuto hodnotu mírají o něco vyšší než muži. Dále pak změnu těchto hodnot zapříčiňuje věk. U narozených dětí se tato hodnota pohybuje od 30 do 60 dechů za minutu [20]. U kojenců je zde hodnota 20 až 40 dechů za minutu [20]. Další skupinou jsou děti předškolního věku, u nichž se pohybuje hodnota v rozmezí 20 až 30 dechů za minutu [20]. Děti školního věku mají hodnoty mezi 16 až 25 dechy za minutu [20]. Tato frekvence se snižuje díky růstu plic a tím se samozřejmě mění i jejich kapacita. U dospělých lidí je dechová frekvence znatelně menší, a i přesto je zde objem vzduchu vdechnutý mnohonásobně vyšší než u dětí [16, 17].

Další změnou dechové frekvence je větší fyzická námaha. Opět u žen se můžeme v průměru pohybovat ve vyšších hodnotách než u mužů. Lehká práce zvýší hodnotu dechové frekvence na 20 až 30 dechů za jednu minutu [16, 20], u náročnější se hodnota bude pohybovat mezi 30 až 40 dechy za minutu [16, 20]. U extrémní zátěže se hodnota může dostat až na hodnoty 40 až 60 dechů za minutu [16, 20].

Při navýšení dechové frekvence může nastat snížení objemu plic a to vyvolá minutovou ventilaci. Minutovou ventilací se rozumí, kolik litrů vzduchu prodýchá člověk za jednu minutu. To má za následek snížení alveolární ventilace a také navýšení funkčního mrtvého prostoru. Alveolární ventilace uvádí, kolik vzduchu je vyměněno v plicních sklípcích. Pro představu při dechovém cyklu se vymění 500 ml vzduchu a z toho činí právě alveolární ventilace 350ml. Dále pak pojem mrtvý dýchací prostor označuje oblast, která se nezapojuje do vlastní výměny plynů s krví. Z toho můžeme odvodit, že limitní hodnoty pro dechovou frekvenci vycházejí z alveolární ventilace, velikosti funkčního mrtvého prostoru a také dechového objemu. To má za následek, že při menších dechových objemech roste frekvence dechů za minutu. Pro dechovou frekvenci zvolíme jednotku jeden dechový cyklus a ten je dán časem, který je třeba pro nádech a výdech. Ovlivnění doby jednoho nádechu je zapříčiněno průměrnou rychlostí, která je přímo přiměřená velikosti chemických impulsů a rozlehlosti dechového rozsahu. Za běžného stavu začíná nádech vzápětí po výdechu a rozsáhlost objemu vydechnutého vzduchu je stanoven objemem nadechnutého vzduchu. Doba výdechu se určuje podle průměrné rychlosti a ta je ovládána pomocí hlasivkové štěrbin, odporem dýchacích cest a interakcí inspiračních svalů. Pokud bude hodnota dechového objemu a dechové frekvence konstantní, tím pádem

poměr nádechu a výdechu neovlivní hodnotu krevních plynů v arteriální krvi [16, 17].

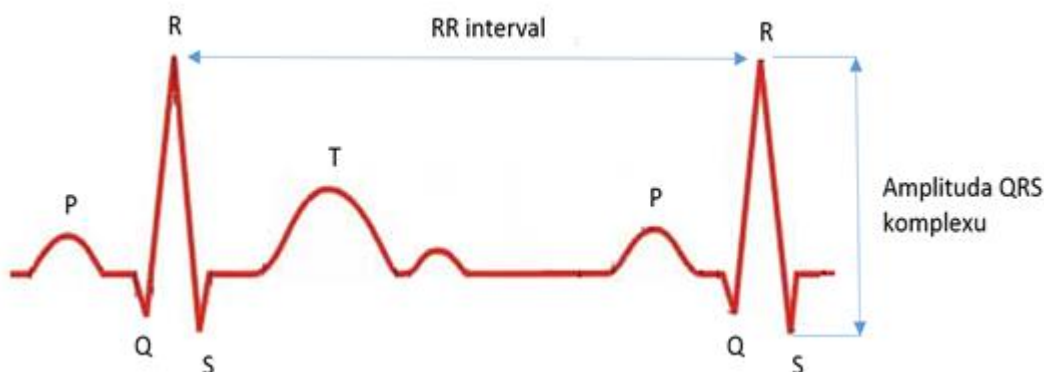
2.1 Měření dechové frekvence

Měření dechové frekvence je u plicních chorob stejně důležité jako například měření tepové frekvence u jedinců se srdečními poruchami. Toto vyšetření dechové frekvence je důležité při vyšetření závažných zdravotních stavů u pacientů nebo rekonvalescentů. Jeden z prvních signálů hlavních fyziologických nerovnováh je dechová frekvence, proto je zásadní sledovat hodnoty u nemocného pacienta. Při měření vychýlených hodnot se může například identifikovat pacient se srdeční zástavou, plicním edémem, plicní embolií, sepsí, zápallem plic, nízkým krevním objemem atd. Při dechové frekvenci vyšší jak 24 dechů za minutu jsem schopni lokalizovat asi 50% subjektů s rizikem možnosti výskytu problému s 95% přesností. Dechovou frekvenci neovlivňuje jen respirační systém ale rovněž nervový, kardiovaskulární nebo vylučovací systém [3, 4].

Měření dechové frekvence se realizuje v klidném stavu nebo při zátěži, a to buď subjektivním, nebo objektivním způsobem. Subjektivní metoda se považuje za vyšetření pohledem nebo pohmatem. V této práci se však budeme zabývat objektivní metodou, a to konkrétně impedanční pletysmografií, která je daleko přesnější než využití subjektivní metody [3, 4, 16, 17].

2.2 Měření pomocí EKG

2.2.1 Popis Funkce



Obr.2: Křivka EKG (převzato a upraveno z [6]).

EKG, tedy elektrokardiograf, je přístroj, který za pomoci přesně rozmístěných elektrod odečítá aktivitu srdce. Výstupem tohoto měření je EKG křivka, která je níže popsána [6, 17].

Legenda:

- Vlna P - zobrazuje depolarizaci síní. Její tvar je obvykle kulový, vlna se nachází v kladných hodnotách a doba trvání je do 0,1s
- Interval PQ - tento interval udává dobu, za kterou vlna proběhne od bodu P do bodu Q, tedy do sinusového uzlu.
- QRS komplex - jedná se o depolarizaci komor. Skládá se ze tří kmitů (Q, R, S)
- Vlna T - jedná se zde o repolarizaci komor. Doba trvání vlny je asi 0,2 s.
- RR - interval, který se mění v závislosti na nádechu a výdechu subjektu.

Standardním záznamem EKG bývá dvanáct elektrod, které jsou umístěny na končetinách a na hrudníku. Využívá se zde tři svodů podle Einthovenova trojúhelníku. Tyto elektrody jsou bipolární a registrují rozdíl potenciálu mezi dvěma elektrodami. Další svody se umísťují podle pravidel, která jasně určují jejich pozici a funkci. Dvě se umístí na zápěstí, zbývající dvě poté na bérce. Z čehož pravá elektroda se zemní. Jejich značení je barevně rozlišeno, aby nedošlo k záměně. Ostatních devět elektrod je unipolární. Z toho 6 jich je umístěno podle medioklavikulární čáry. To je čára procházející střední částí klíční

kosti, v našem případě na levé části hrudníku. Jednotlivé svody jsou podrobně popsány v tab.1 [6].

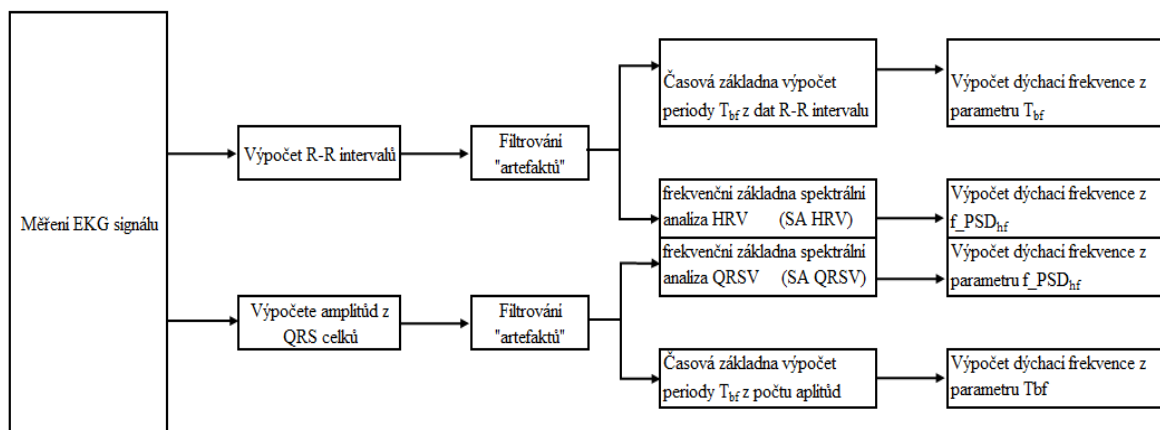
Tab. 1: 12 svodové EKG [17].

bipolární končetinové svody		
SVOD	Zapojení svodu	
I	levá horní končetina	pravá horní končetina
II	levá dolní končetina	pravá horní končetina
III	levá dolní končetina	levá horní končetina
unipolární končetinové svody Goldbergerovy		
SVOD	Zapojení svodu	
aVR	zvýšený svod na pravé horní končetině	
aVL	zvýšený svod na levé horní končetině	
aVF	zvýšený svod na levé dolní končetině	
unipolární hrudní svody Wilsonovy		
SVOD	Zapojení svodu	
V1	IV. mezižebří, parasternálně vpravo	
V2	IV. mezižebří, parasternálně vlevo	
V3	mezi V2 a V4	
V4	V. mezižebří, levá medioklavikulární čára	
V5	V. mezižebří, levá přední axilární čára	
V6	V. mezižebří, levá střední axilární čára	

2.2.2 Popis odečítání

Odečítání dechové frekvence vychází ze změn parametrů EKG při výdechu a nádechu. Důvodem výběru tohoto postupu je časté použití systému EKG. Postup pro odečtení samotné dechové frekvence vychází ze SAHRV (z angličtiny spektrální analýza variability srdeční frekvence) a ze stávajícího systému VarCor PF6, který má programovatelné vybavení [6, 7].

Samotné odečítání vychází ze změny parametru součtu amplitud R a S vln. Tento součet je ovlivňován dýcháním. A to změnou polohy elektrického srdečního vektoru s ohledem na původní rozmístění elektrod na břišní straně hrudníku, který vykazuje změny při dýchání [6, 7].

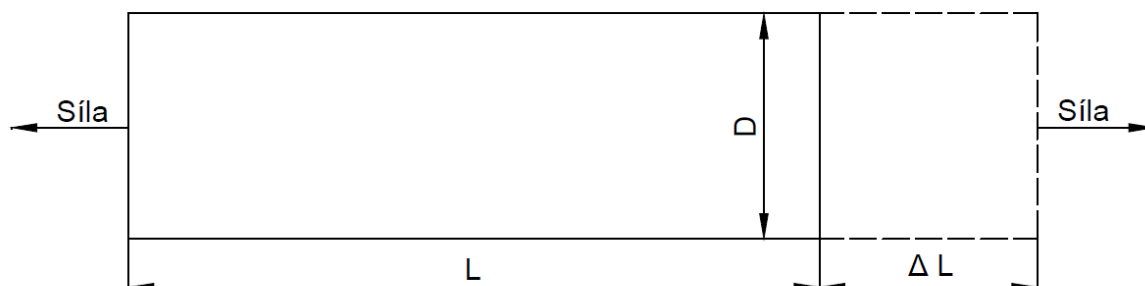


Obr. 3: Metody pro měření dechové frekvence z EKG [17].

2.3 Měření pomocí tenzometrů

2.3.1 Popis funkce

U těchto druhů senzorů se měří deformace z důsledku aplikované síly, což v našem případě znamená deformace z následkem změny délky.



Obr. 4: Definice síly (převzato a upraveno z[15]).

Je známo několik metod měření napětí. Nejčastěji se používá tenzometr a v našem případě je také dobře aplikovatelný z důvodu snadné implementace do textilie. V zásadě se jedná o tenký svinutý drát, který je uložen v rastru. Je zde požadavek, aby tenzometr byl pevně spojen s testovaným vzorkem, aby deformace způsobené v materiálu byli přímo přenášeny na senzor. Základním parametrem tenzometru je jeho citlivost na namáhání. Tato citlivost je vyjádřena jako měřicí faktor. Ten je definován jako dílčí změna elektrického odporu vztažená na dílčí změně délky [14].

U tenzometru musí být uvažována chyba, která nastává vlivem hystereze. U pružných potažených senzorů je chyba okolo $\pm 10\%$ a $\pm 9\%$ v pracovním rozsahu. Tyto chyby jsou způsobeny vlivem změn struktury materiálu. U těchto druhů senzoru je delší doba zotavení. Tato doba se zkracuje pokud bude jako v našem případě uvažována malá síla působící na senzor (viz Obr. 5).

Vzorec pro citlivost:

$$GF = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = \frac{\Delta R/R}{\varepsilon} \quad (1)$$

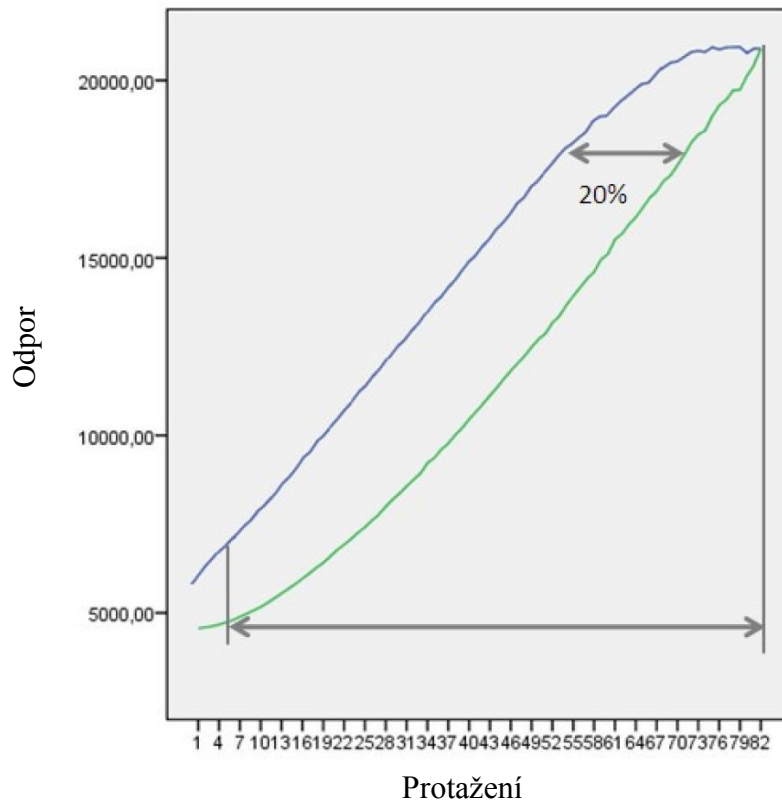
ΔR - změna odporu

ΔL -změna délky

ε -poměrné prodloužení

R - odpor

L - délka

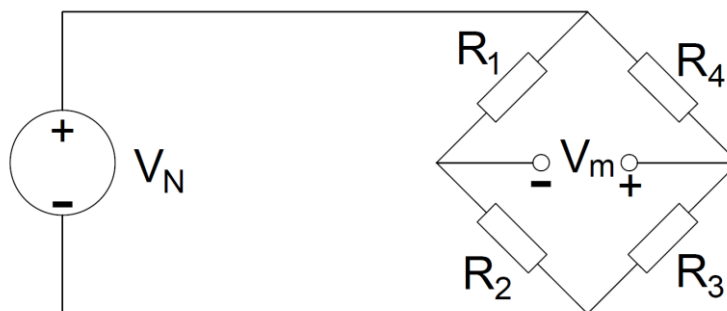


Obr. 5: Chyba hystereze (převzato a upraveno z [19]).

Pro měření malých změn odporů u tenzometrů se používá wheatstonův můstek, který se skládá ze čtyř odporů [14]. Naměřené hodnoty lze využít pro stanovení dechové frekvence. Pro představu integrace do smart textilií předkládám obr. 7.



Obr. 6: Vetkaný vodič do textilie (převzato z [19]).



Obr. 7: Wheatstoneův můstek [15].

Výstupní napětí se rovná.

$$V_0 = \left[\frac{R_3}{R_3 + R_4} - \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right] * V_{EX} \quad (2)$$

R - odpor můstku

V_m - výstupní napětí

V_N -napájecí napětí

2.3.2 Popis odečítání

Cílem měření dechové frekvence pomocí systému integrovaného do smart textilií je nalezení nízkonákladové a uživatelsky přívětivého postupu pro zjištění stavu pacienta nebo jiného pozorovaného subjektu. Při implementaci tenzometru je toho docíleno a monitorování dechové frekvence probíhá v reálném čase a přesnost je postačující. Je zde však požadavek pevného připojení tenzometru na hrud' pacienta například pomocí gelových pásků, což ale není optimální z hlediska uživatelského komfortu. Řešení tohoto problému je instalovat tenzometr přímo do vláken trika, které musí přesně kopírovat a přiléhat na tělo subjektu. Tuto aplikaci si můžeme představit jako dnešní sportovní trika, která jsou nedílnou součástí výbavy sportovců. Tato oblast je také velice zajímavá pro rozšíření tohoto řešení.

Nyní však k samotnému odečítání a použití. Jak již bylo uvedeno tenzometr měří svoji deformaci a z hodnot lze odvodit tlak subjektu. Pokud se tedy měřený subjekt nadýchne, dojde zde k určité deformaci a to konkrétně protažení tenzometru. Například tenkého drátu zašitého do textilie. Dále je zde potřeba rozdělit signál z tenzometru a to na signál ze srdeční odezvy a signál z dýchání. Je nutné tedy vyfiltrovat srdeční odezvu o což se postará příslušný software a poskytne nám pouze signál pro dechovou frekvenci. Rozbor softwaru přesahuje rozsah této práce a je detailněji popsán v [14, 15].

2.4 Impedanční pletysmografie

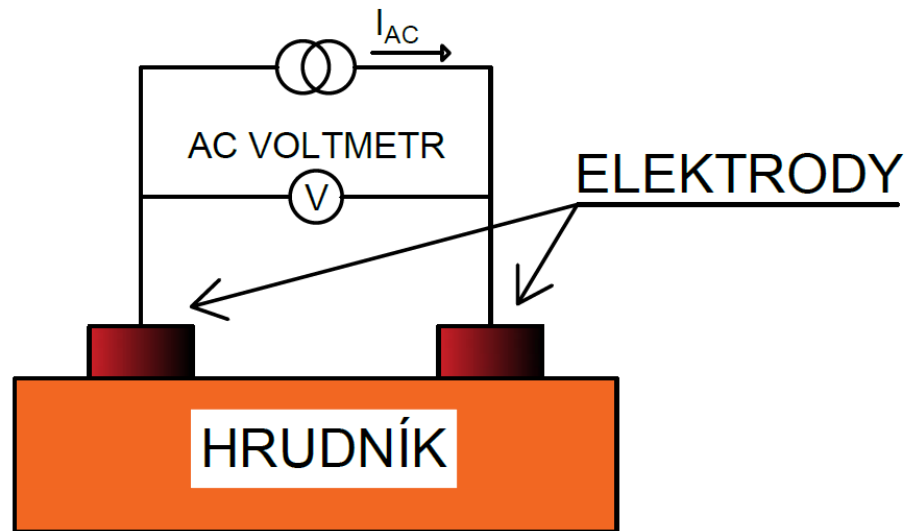
2.4.1 Popis funkce

Pro měření dechové frekvence je možno použít metodu impedanční pletysmografie. Tato metoda umožňuje měřit objem, kapacitu i odpor dýchacích cest. Impedanční pletysmografie vychází ze změny impedance v průběhu dýchání. Impedance se měří v rozmezí frekvence 60 – 100 kHz. Tato frekvence je vysoká z důvodu, aby nebyla zapříčiněna stimulace tkáně, polarizaci elektrod a nenastaly problémy kvůli vysoké impedance kůže. Proud, který používáme při této metodě je 25 – 500 μA [8, 9].

2.4.2 Popis odečítání

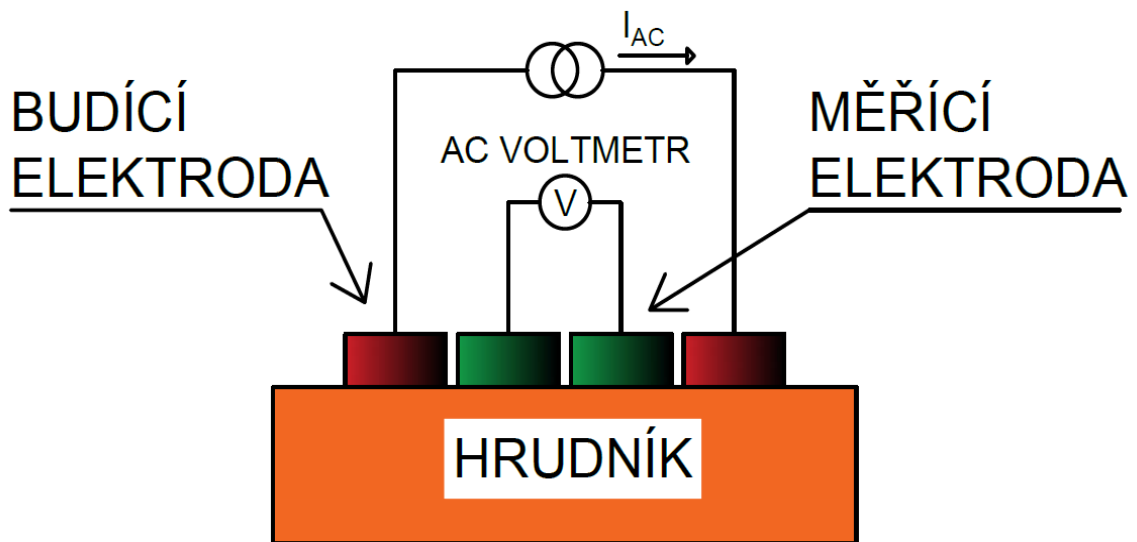
Impedanční pletysmografii můžeme realizovat dvojitým způsobem. Za prvé pomocí jednoho páru elektrod použitých jako měřicí a budící (obr. 1). Druhý způsob využívá dva páry elektrod, kde měření a buzení probíhá odděleně (obr. 2). Pokud použijeme druhou možnost, tak všechna měření budou přesnější. Důvodem je, že proud je oddělen od měření napětí. Nevýhoda je, že se zde musí použít právě dvou párů elektrod. V této metodě je možnost také použít EKG elektrody. Tyto elektrody se musí umístit na střed hrudníku [8, 9].

Použití impedanční pletysmografie je však pro naši aplikaci nemožné z důvodu opětovného lepení elektrod na hrud'. Pokud se při této metodě nadechneme, tak se mění impedance hrudníku, tím pádem klesá vodivost. V této metodě však záleží i na fyziologii člověka. Za normálního stavu je vztah mezi impedancí a objemem plic lineární. Způsob, který zde popisují se používá u EKG vyhodnocení dechové frekvence. Při této metodě se přes okruh vede malý proud o frekvenci 60 kHz. Po odečtení změn v napětí, které vzniká při této metodě, se pak odečte a vyhodnotí dechová frekvence [8, 9].



I_{AC} - proud tekoucí ze zdroje

Obr. 8: Schéma impedančního měření prostřednictvím dvou elektrod (převzato a upraveno z [9]).



I_{AC} - proud tekoucí ze zdroje

Obr. 9: Schéma impedančního měření prostřednictvím čtyř elektrod (převzato a upraveno z [9]).

2.5 Použití PPK senzoru

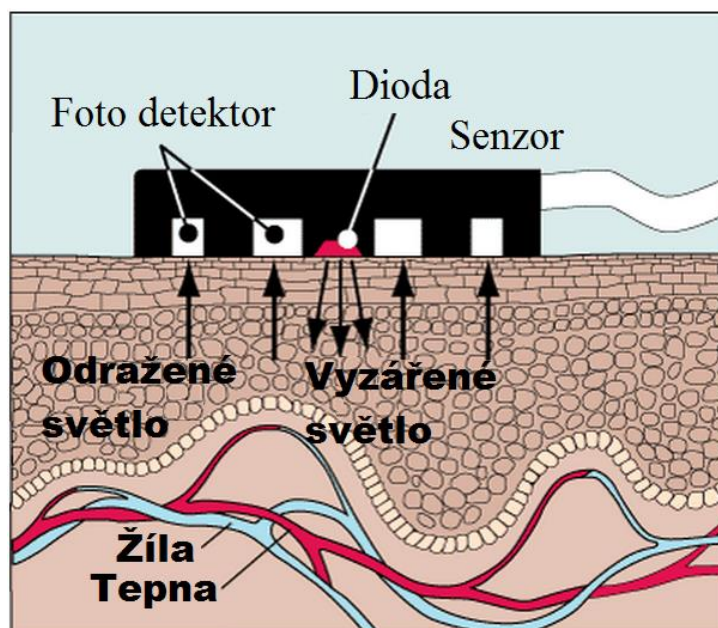
2.5.1 Popis funkce

Neinvazivní pulsní oxymetr vychází z dat, které mu poskytne detekce saturace kyslíku SpO_2 a puls. Skládá se z červené a infračervené diody kvůli dobrému prostupu světla tkáněmi. Červené světlo se pohybuje v oblasti, kde se nachází velký rozdíl mezi hemoglobinem a oxyhemoglobinem. Tento rozdíl lze změřit na několika místech na těle, a to konkrétně na konečcích prstů, ušních boltcích a na čele. Informace získané pomocí pulsního oxymtru na čele bylo využito ve studii Worcester Politechnic Institute (Viz Obr.10). Z tohoto důvodu se také volí vlnová délka okolo 660nm. Naproti tomu infračervené světlo se používá v oblasti, kde hodnota zastoupení hemoglobinu a oxyhemoglobinu je prakticky stejná. Proto se také volí vlnová délka mezi 940nm a 960nm [10, 11].



Obr. 10: Čelní pulsní oxymetr.

Senzor obsahuje červenou a infračervenou LED diodu a světlo z nich putuje přes radiální tepnu. Fotodiody jsou umístěny okolo tak, aby mohli pohlcovat odražené světlo z diod, jak je zobrazeno na Obr. 11. Reálná součástka je zobrazena na Obr. 12. Nicméně jsou zde proměnné, které by mohly zabránit fotodiodám pohltit odražené světlo. Mezi ně patří odraz světla od kostí, rozptýlené světlo daleko do tkání a množství krve v krevním řečišti. Dále pak zde dochází k velkému rozdílu světla zapříčiněným pulsování krve v tepnách, a z toho důvodu se světlo z diod buď zcela odrazí, nebo se rozptýlí do kůže. [10, 11].



Obr. 11: Pulsní oxymetr (upraveno a převzato z [18]).



Obr. 12: Pulsní oxymetr integrovatelná součástka (převzato z [18]).

Pulsní oxymetr je sestaven z obdobného obvodu, který ale obsahuje mikroprocesor, jenž slouží k spínání infračervené nebo červené diody. Díky tomu fotodiody zachytí pouze jeden odraz a signál tak je rozdělen na dva samostatné kanály. Ty zastupují právě červenou a infračervenou diodu. Je zde zapotřebí získat AC a DC signál z obou diod. Toho se docílí pomocí filtru s dolní a horní propustí. Díky tomu dostaneme čtyři signály, které po dalším zpracování ukáží saturaci kyslíkem [10, 11].

Dále než přistoupíme k samotnému odečítání dechové frekvence, je nutné si přiblížit ještě photoplethysmogram (PPG). Zatímco pulsoměry jsou běžně používané ve zdravotnictví, tak využití PPG odvozených z pulsoměrů je výjimečné. Kvůli problému s prosvěcováním kůže se dají PPG použít jen na místech jako jsou prsty, ušní boltce, anebo čelo [10, 11].

2.5.2 Popis odečítání dechové frekvence

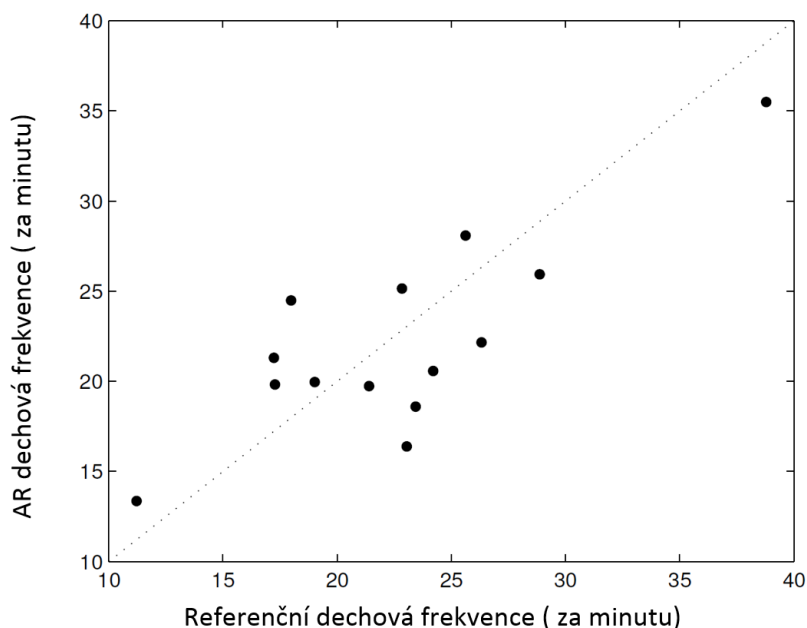
Pro odečet dechové frekvence z photoplethysmogramu je možné využít několik možností. Buď Fourierovou transformací nebo komplexní vlnovou transformací. Avšak z nich jen vlnová transformace byla využita na získání potřebných údajů. Co se však ukázalo jako výhodnou možností je použití autoregresivního modelování. Je jak přesnější, tak i využitelnější v reálném čase [12].

Autoregresivní modelování (AR) je signál na bázi analytické techniky, která byla již dříve využita u EEG, tak i u kardiografie. AR předpovědi mohou být formulovány jako lineární předpověď problému. Pokud máme aktuální hodnotu $x(n)$ může být modelována jako lineárně vázaný součet předcházejících hodnot p . Parametr p je model pořadí, který je obvykle mnohem menší než délka sekvence N . Z toho vyplývá, že hodnota $x(n)$ je hodnotou lineární regrese sama sebe [12].

$$x(n) = - \sum_{k=1}^p a_k * (n - k) + e(n) \quad (3)$$

Metoda AR je aplikována na 30 sekundový interval na photoplethysmogramu, což právě odpovídá výpočtu dechové frekvence. Z výstupního signálu musí být odstraněna data dlouhodobých trendů vývoje s cílem zdůraznit krátkodobé změny. Omezí se vliv DC pólů. Dále je zde použit nízkofrekvenční filtr k utlumení frekvenci odpovídající tepové frekvenci. Nakonec filtrovaný signál je zesílen na hodnotu dechové frekvence. Dechová frekvence je tedy uváděna jako průměrná hodnota za danou sekci.

Jak se ukázalo při srovnávacím pokusu, chyba byla v rozmezí od 3,5 do 8,5 dechů za minutu. Z grafu je patrné že na zkreslení nemá vliv rychlost dýchací frekvence [12].



Obr.13: Graf referenčních a AR respiračních hodnot [12].

2.6 Akcelerometr

2.6.1 Popis funkce

Akcelerometrem se rozumí zařízení pro měření zrychlení. Používá se pro měření jak statického, tak i dynamického zrychlení. V našem případě použijeme dynamickou metodu. Budeme vycházet ze zrychlení.

Druhů akcelerometrů je celá řada. Například piezoelektrické akcelerometry, piezodoporové (tenzometrické) akcelerometry, akcelerometr na principu tunelování a pro nás zajímavý kapacitní akcelerometr. Tento druh je velice přesný a nejrozšířenější. Princip vychází z deskového kondenzátoru. Pokud nastane změna polohy, změní se kapacita kondenzátoru [13].

Aplikací kapacitního akcelerometru je velké množství, ale pro měření dechové frekvence je vhodné použít 3D akcelerometr, a tím zpřesnit odečítanou dechovou frekvenci.

Nyní zde bude popsáno jedno z uskutečněných měření společnosti National Center for Biotechnology Information. Daný systém se skládá z hardwarových součástí, které odečítají signál z 3D akcelerometru a z algoritmů, které vyhodnocují výdaj energie (Energy Expenditure EE) a dále pak odhad dechové frekvence [13].

2.6.2 Popis odečítání

Na základní desce je uložen senzor, který monitoruje respirační indukční plethysmograf, jenž je propojen se senzorem osazeným v pásku. Dále je zde EKG senzor, který využívá nekontaktní elektrody k monitorování srdeční frekvence. Dalším senzorem potřebným pro vyhodnocení je photoplethysmograf a 3D akcelerometr, který posílá data do PC. Baterie slouží pro napájení celého systému [13].

3D akcelerometr, který je zakomponován do smart textilií měří hodnoty ve všech osách. Zde platí, že pohyb břicha je zapříčiněn jak pohybem člověka, tak dýcháním. Proto je zde stanovena frekvence v rozmezí 0,1 až 0,6 Hz. K tomu se využívá band-pass filtr v závislosti na energetickém výdaji za minutu. Dále jsou určeny tři respirační vektory x, y a z. Z toho tedy získáme 3D signál zrychlení. Nakonec rychlost dýchání musí být odhadnuta díky analýze výkonu spektra. Z této analýzy získáme rychlost dýchání.

Výpočet energetického výdaje:

$$\Delta A_i = [(x(1+1) - x(i))^2 + (y(1+1) - y(i))^2 + (z(1+1) - z(i))^2]^{\frac{1}{2}} \quad (4)$$

Výpočet pro abdominální část za jednu minutu:

$$EE = \sum \Delta A(i) \text{ over } 1 \text{ min} \quad (5)$$

Předpokládané hodnoty pro energetický výdaj:

$EE < 100$	Tato aktivita je předpokládána jako nízká
$100 \leq EE < 400$	Rozmezí této aktivity je předpokládáno jako průměrné
$EE \geq 400$	Tato aktivita je předpokládána jako vysoká

Adaptivní digitální filtr

Uvažovaná dechová frekvence je v rozmezí 0,1 až 0,6 Hz při rozdílných fyzických aktivitách. Druhy jednotlivých aktivit jsou zobrazeny v tabulce a určena frekvence [13].

Tab. 2: Odvození Pohybové dechové frekvence za použití břišního Akcelerometru [13].

ABDOMEN MOTION EE	ČINNOST	Frekvenční pásmo (Hz)	Zakázané pásmo (HZ)	KOEFICIENT
Nízká EE	Sezení: 30 min sezení s minimálním pohybem	0,2 až 0,4	0,15-0,45	Rp = 6 Rs = 15
	Spaní: běžný spánek přes noc	0,2 až 0,4	0,15-0,45	Rp = 6 Rs = 15
Průměrná EE	chůze: 3 min pomalá chůze 2,5 km / h	0,2 - 0,6	0,15-0,65	Rp = 9 Rs = 15
Vysoká EE	Běh: 5 min běh nad 6,0 km/h	0,3-0,7	0,2 do 0,8	Rp = 3 Rs = 15

Z důvodu neočekávaných změn při tomto experimentu bylo navrženo získat data ze 3 os x,y,z a vyhodnotit význam dýchacích vektorů a zrychlení. Tato analýza se zpravidla používá k úpravě rozměrů vícerozměrných údajů. Realizace této metody má 4 body:

- Za prvé musíme označit zrychlení vektorů. Vznikne matice $\Sigma = \{\text{vektor}_x(k); \text{vektor}_y(k); \text{vektor}_z(k)\}$.
- Za druhé je nutné určit vlastní vektory a vlastní čísla pro $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$ hodnotu těchto čísel určíme klasickým výpočtem pro vzniklou matici.
- Za třetí musíme vypočítat velikost pro dané vektory z následující rovnice:

$$\eta_i = \frac{\lambda_i}{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3} \quad (i = 1,2,3) \quad (6)$$

- Nakonec dostaneme hodnotu X_0 , která představuje dechovou frekvenci:

$$X_0 = \eta_1 \text{vektor}_x + \eta_2 \text{vektor}_y + \eta_3 \text{vektor}_z \quad (7)$$

Vektor x , vektor y a vektor z reprezentují souřadnic x, y, z v 3D akceleraci, které byly filtrovány pomocí adaptivní pásmové propusti.

Tato metoda se podle odborného článku zdá jako velice účinná a nevyznačuje se velkou chybovostí u žádného ze zkoumaného pohybu. Na rozdíl od jiných metod je tato metoda odolnější a tím pádem se lépe dá implementovat do běžného života. Použití algoritmu v tomto experimentu překonalo podobné známé algoritmy využívané do roku 2011. Do budoucna má společnost NCBI v plánu dlouhodobější monitorování dechové frekvence [13].

3 Zhodnocení představených systémů vhodných pro integraci do smart textilií

V této části budou vybrány z představených způsobů měření dechové frekvence ty nejlepší pro integraci do smart textilií. Dále zde budou porovnány jejich parametry, na jejichž základě je možné rozhodnout o jejich použití. Pokud je jako kritérium uvažována cena, vychází nejvýhodněji tenzometr, dále pak PPK senzor a akcelerometr.

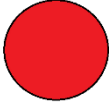


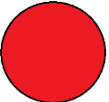
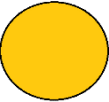
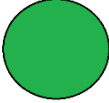




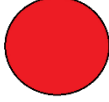
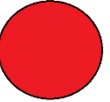







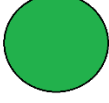


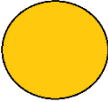


Z hlediska integrace jsou vhodné tenzometry a akcelerometry. Když byly porovnány metody podle přesnosti, tak nejlepší výsledky dosahuje EKG a Pletysmografie.

Komfort pro uživatele nejlépe zajistí tenzometr, PPK senzor a Akcelerometr. Je zde značná výhoda z hlediska integrace.

Co se týče odolnosti tak nejvýhodnější pro měření dechové frekvence ve smart textiliích je PPK senzor a akcelerometr. EKG a pletysmografie vykazují celou řadu výhod, ale jsou zde potíže s odečítáním hodnot, pokud nejsou elektrody navlhčené, při pohybu je zde větší rušení.

Vše je graficky znázorněn v Tab. 3 uvedené níže. Pro lepší orientaci v tabulce zde byla použita tzv. semaforová metoda (systém škály tří barev). Červené kolečko značí nejhorší, žlutá střední a zelená nejlepší dosažené hodnoty zkoumaných parametrů.

Tab. 3: Porovnání z pěti hledisek.

	cena	možnost integrace do smart textilií	přesnost	komfort	životnost
EKG					
Tenzometr					
Pletysmografie					
PPK					
Akcelerometr					



nejhorší



střední



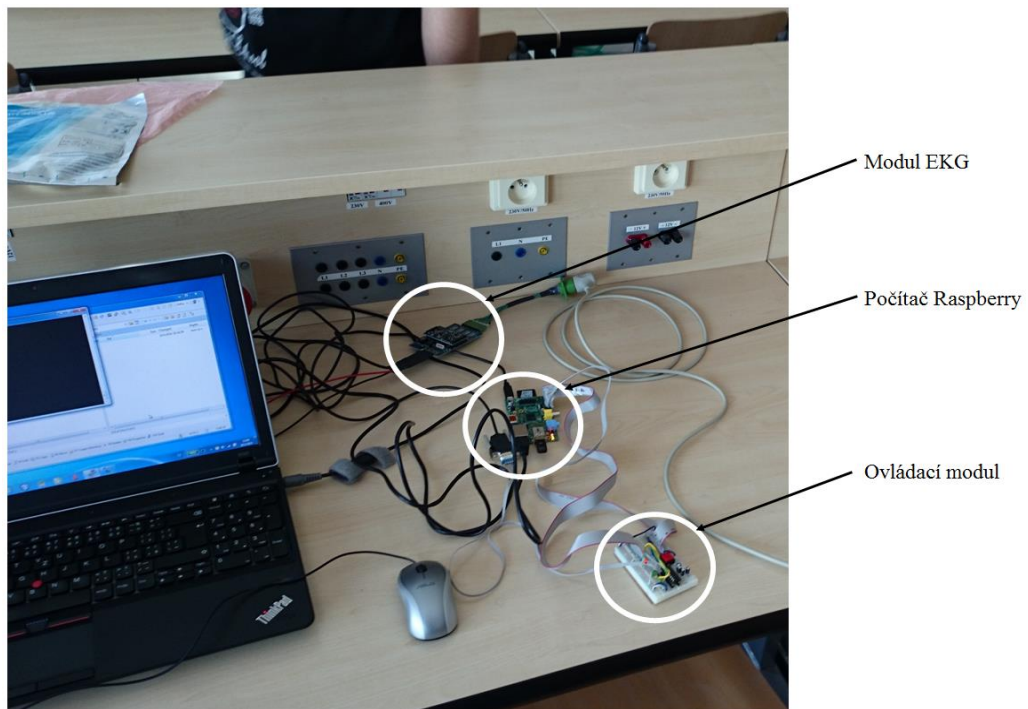
nejlepší

4 Systém pro měření dechové frekvence integrovaný do textilie

Praktická část této práce je věnována laboratornímu měření dechové frekvence za pomoci systému EKG. Bylo použito čtyř a pěti svodové EKG. Tento druh EKG se v praxi hojně využívá pro dlouhodobé monitorování pacientů na lůžku. U těchto druhů EKG je kladen velký důraz na správné rozmístění elektrod EKG. Měření bylo prováděno opakovaně v klidové poloze na figurantovi. Po vyhodnocení a ověření správnosti naměřených hodnot, se měření opakovalo, když byl figurant v pohybu. Dále byly porovnány výsledky mezi gelovými elektrodami, textilními suchými a textilními navlhčenými. Na základě těchto údajů bylo navrženo sportovní triko, které bude mít v sobě vetkané měřicí elektrody. V tomto případě půjde o čtyřsvodové EKG.

4.1 Příprava a popis měření

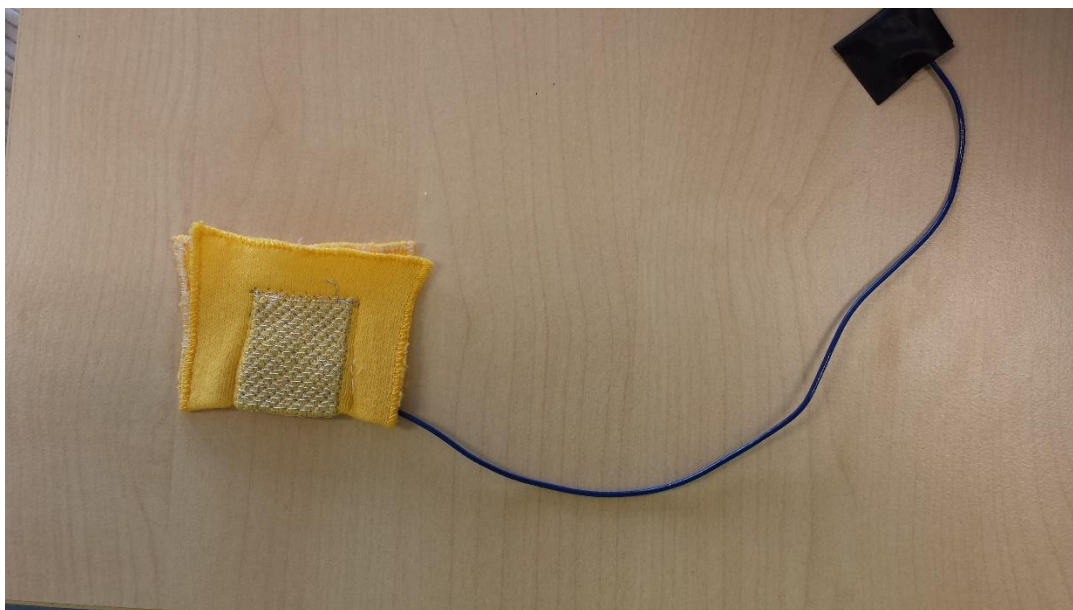
K laboratornímu měření dechové frekvence byly využity dva pásy s našitými textilními elektrodami pro odečítání signálu EKG. Měření bylo prováděno pomocí mikropočítače Raspberry PI a modulu EKG, který byl napájen regulovaným zdrojem jak je zobrazeno na Obr.14. Modul pro měření EKG Medlab EG050000 je přístroj, který je schopen pracovat až s pět připojenými elektrodami a umí zobrazit až sedm kanálů. Osazená deska plošných spojů je napájena stejnosměrným napětím 5V, spotřeba činí méně než 250 mW. Všechny vstupy mají ochranu před defibrilací. Odečtené hodnoty byly použity k vyhodnocení dechové frekvence. Pás který byl použit v tomto měření je zobrazen na Obr. 15 a dále je zobrazen detail textilní elektrody, která byla použita pro tento experiment (Viz Obr.16). Příklad dat , která byla použita pro porovnání (viz příloha Tab. 5). Data v příloze jsou pouze výtah z naměřených hodnot z důvodu velkého množství změřených dat.



Obr. 14: Schéma měření.



Obr. 15: Hrudní pás s integrovanými textilními elektrodami pro laboratorní měření dechové frekvence.



Obrázek 16 : Detail vyšité textilní elektrody našité elektrody z materiálu ELITEX®.

Vlastnosti materiálu ELITEX

Vlákna ELITEX jsou vodivá vlákna na bázi textilního zpracování. Jsou vyrobená z polyamidu a obal je z čistého stříbra.

V této diplomové práci jsou vlákna použita jako textilní elektrody. Níže uvedená tabulka ukazuje základní vlastnosti tohoto materiálu [21].

Tab.4: Vlastnosti vlákna ELITEX [21].

Vlastnosti	ELITEX
Základní materiál	Polyamid
Povlak	>99 % stříbro
Tloušťka stříbrné nitě	Cca. 1 μ m
Elektrický odpor	20 Ω /m \pm 10 Ω /m
Pevnost v tahu	750 cN \pm 50 cN
Omyvatelnost	30 °C mírný čisticí prostředek

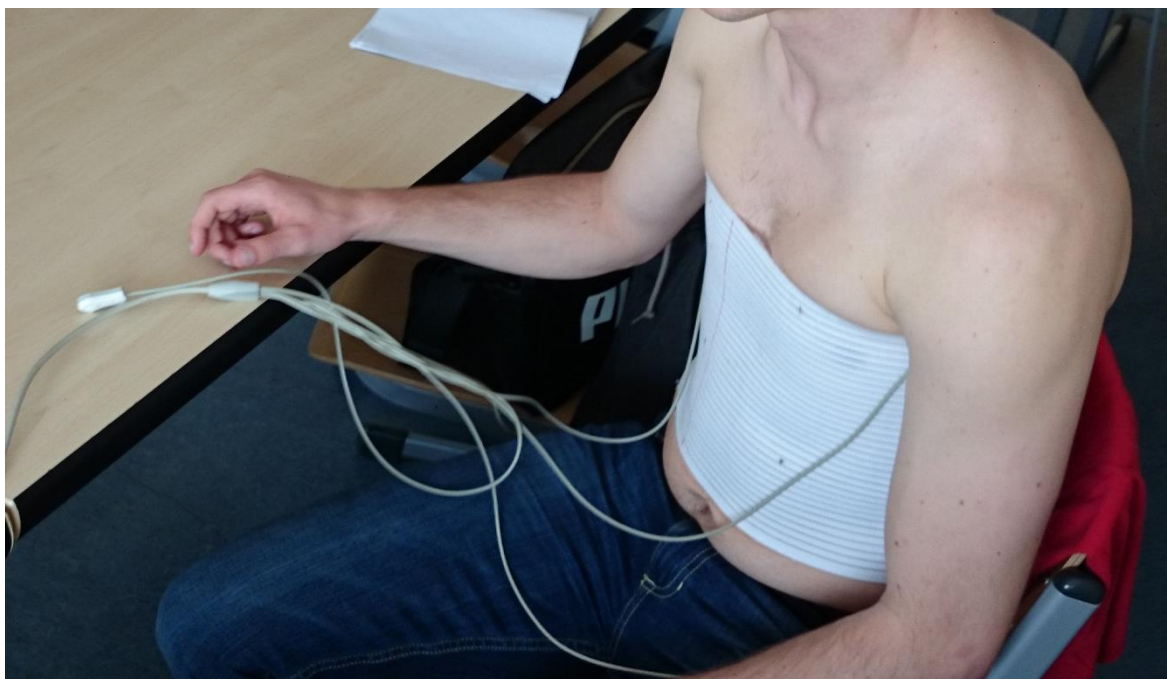
Pás byl upevněn na figuranta, viz Obr. 17. Textilní elektrody byly přes nýtovací druky propojeny pomocí jednotlivých stíněných sond k EKG modulu Medlab EG05000, kde byla data změřena a vyhodnocena. Data byla vyčtena pomocí mikropočítače Raspberry Pi. Rozmístění elektrod pro 4 svodového EKG je znázorněno na obr.18.

Rovněž měření prototypu trika s integrovanými textilními elektrodami se vycházelo ze 4 svodového EKG. Stejně jako u předchozího měření s pásem.

Měření bylo prováděno v intervalech jedné minuty. Z důvodu ustálení dechové frekvence byla vždy zvolena doba pro vyhodnocení naměřených hodnot od 60 vteřin po začátku měření. Viz časový harmonogram měření.

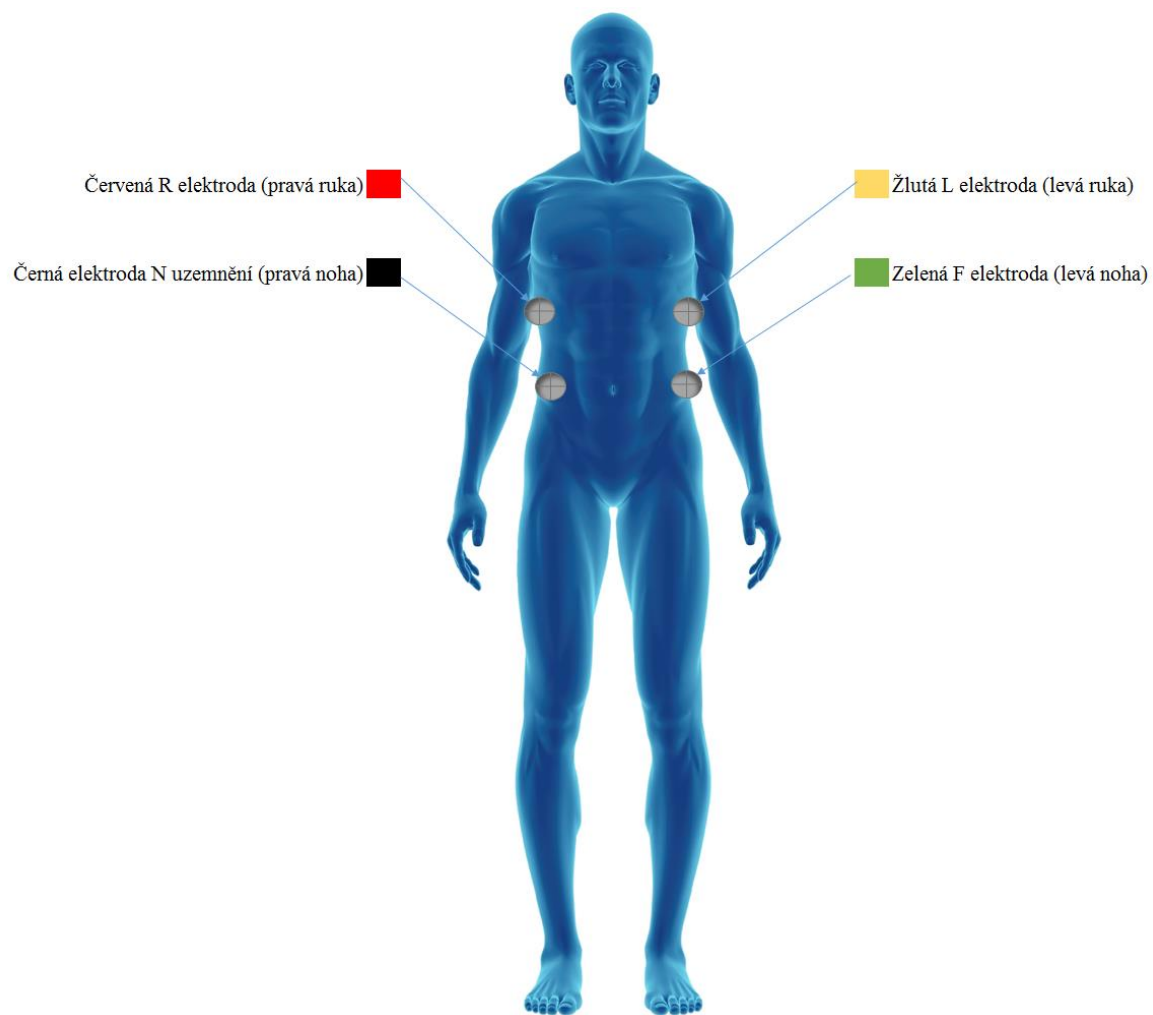
Tab. 5: Harmonogram měření.

0-60 sec	stabilizace dechové frekvence
60-120 sec	interval odečítání pro zvolenou aktivitu.



Obr. 17: Figurant během praktického měření dechové frekvence.

Textilních elektrody integrované do hrudního pásu byly rozmístěny na figurantovi, jak je zobrazeno na Obr. 18. Tyto elektrody byly použity pro čtyřsvodové měření EKG a dechové frekvence.



Obr. 18: Rozmístění textilních elektrod na figurantovi pro měření dechové frekvence a EKG.

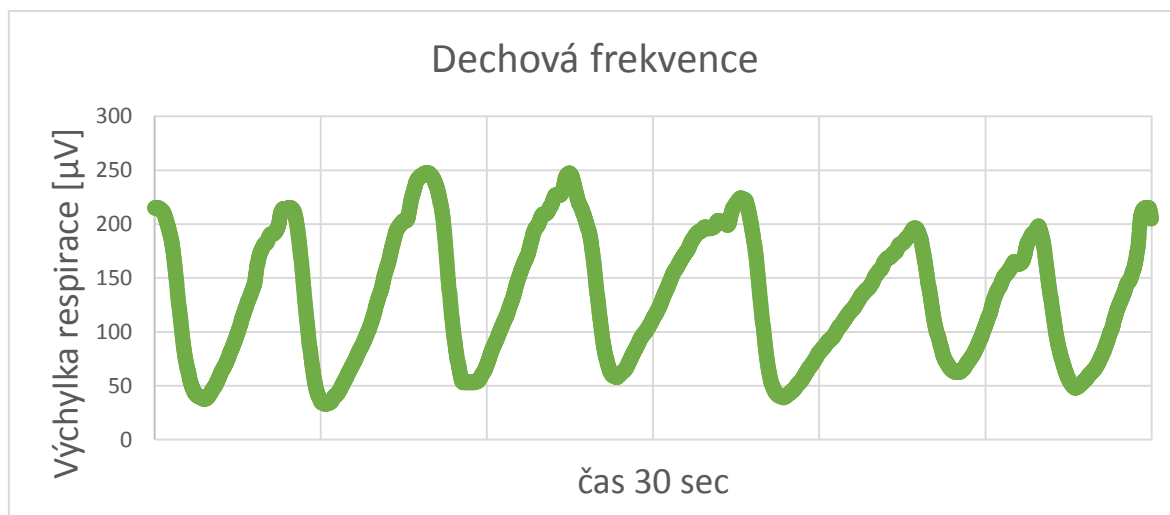
4.2 Měření za pomoci textilních elektrod (suchých)

Při tomto experimentu se zkoumalo, jestli se suchými elektrodami bude možné naměřit dechovou frekvenci. Měření ukázalo, že bohužel tento postup není možný a elektrody se chovají jako odpojené.

4.3 Měření za pomoci textilních elektrod (vlhčených)

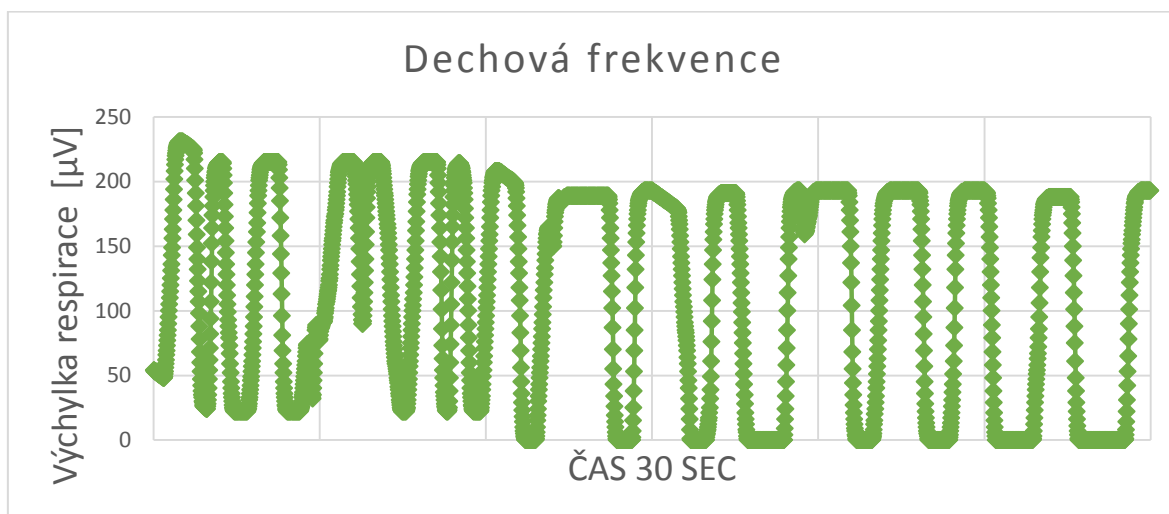
Měření, které vychází z postupu vlhčení pacienta při odečítání EKG, se ukázalo jako velmi vhodné pro použití odečítání dechové frekvence. Data získaná z textilních elektrody byla bez problému odečtena a přenesena do PC. Po tomto zjištění bylo možno dále testovat odečítání při různých stavech měřeného subjektu. Změřen byl klidový stav, dále figurant pohyboval rukama ve dvou měřeních s odlišnými frekvencemi a nakonec figurant prováděl dřepy opět během dvou měřeních.

Jak je patrné z uvedených grafů, pohyb figuranta měl značný vliv na tvar křivky. Přesto bylo stále možné odečíst dechovou frekvenci z vynesných grafů.



Obr. 19: Klidový stav během měření dechové frekvence.

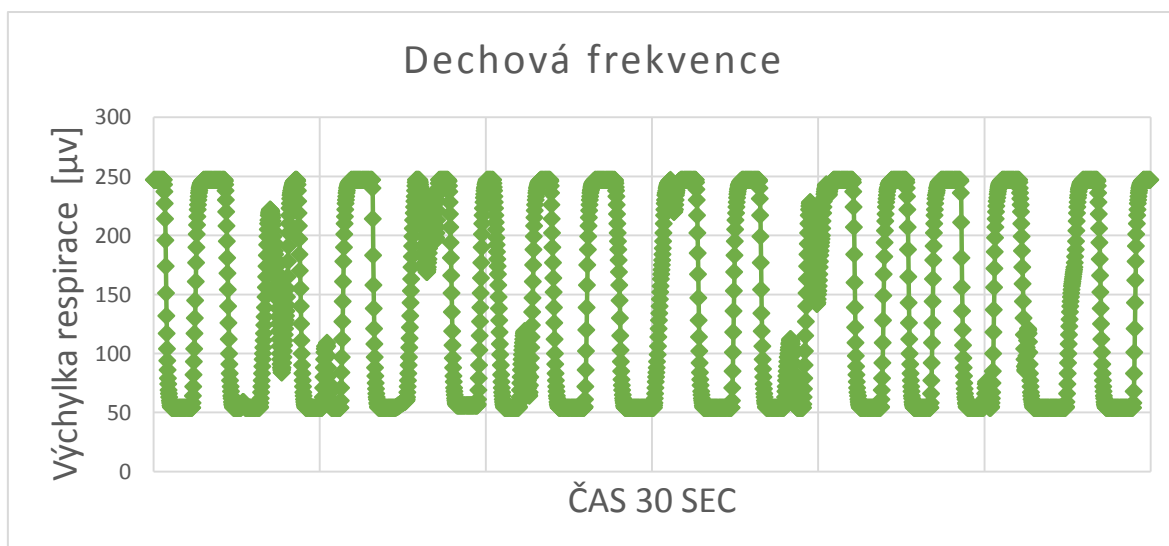
Na tomto grafu je zřetelně vidět kdy se figurant nadýchl a jde bez větší námahy určit počet respirací za minutu. V tomto případě je zde frekvence dýchání 15 dechů za minutu. Což plně odpovídá předpokladům. Je však nutné dodat že hodnoty, které byly získány z vyhodnocovací jednotky Raspberry Pi musely být odečteny až po uplynulé době, která je zde pro stabilizaci výkyvu hodnot z jednotky.



Obr. 20: Dřepy pomalá frekvence během měření dechové frekvence.

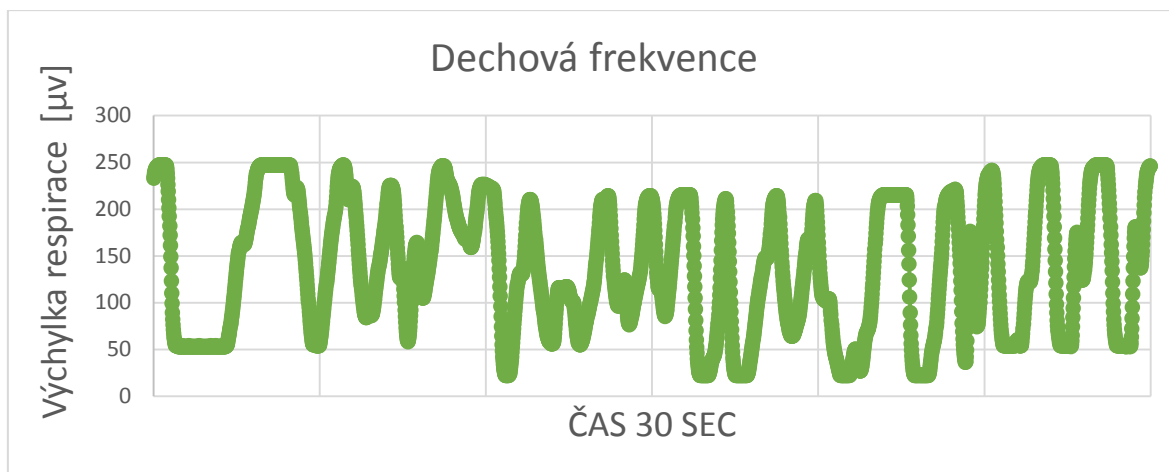
Na tomto grafu je patrné, že rušení způsobené dřepem až na malé rušení nemá vliv na kvalitu odečítání dechové frekvence. Ta činila 28 dechů za minutu.

Dřepy rychlá frekvence



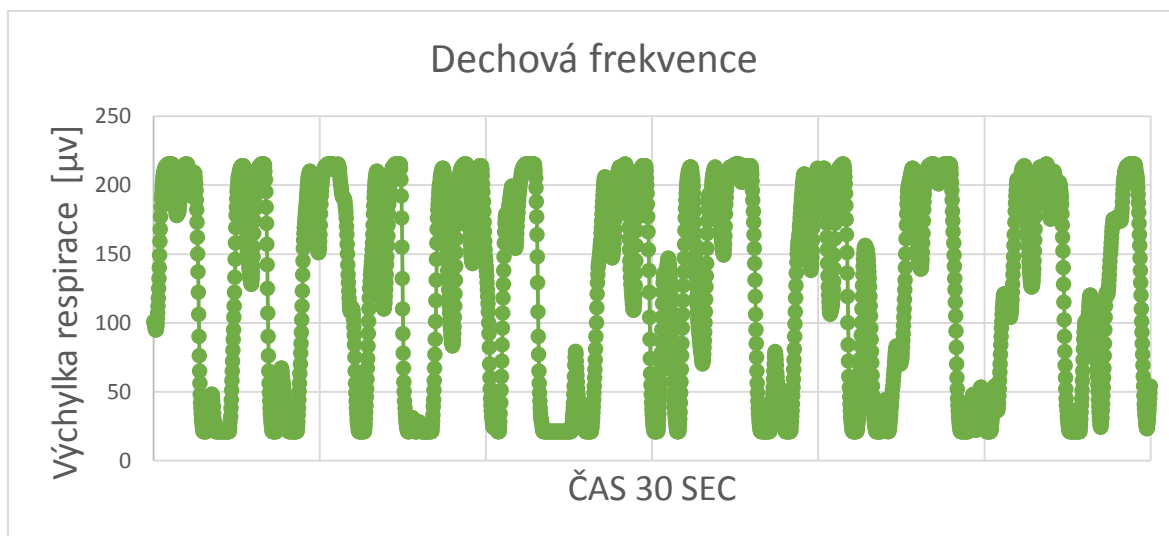
Obr. 21: Dřepy rychlá frekvence během měření dechové frekvence.

Při tomto pokusu rušení signálu pro dechovou frekvenci je dost podobné jako při menší frekvenci pohybu na předchozím grafu. Dechová frekvence se zde zvětšila na hodnotu 32 dechů za minutu.



Obr. 22: Pohyb rukama pomalá frekvence během měření dechové frekvence.

Zde je patrné že rušení které vzniklo posouváním elektrod na bocích subjektu je znatelně větší než u dřepů. Avšak dechovou frekvenci lze odečíst a to relativně s malou chybou. Dochází zde pouze ke zvlnění křivky, která však nemá vliv na čitelnost dechové frekvence. V tomto případě hodnota dechové frekvence byla 38 dechů za minutu.

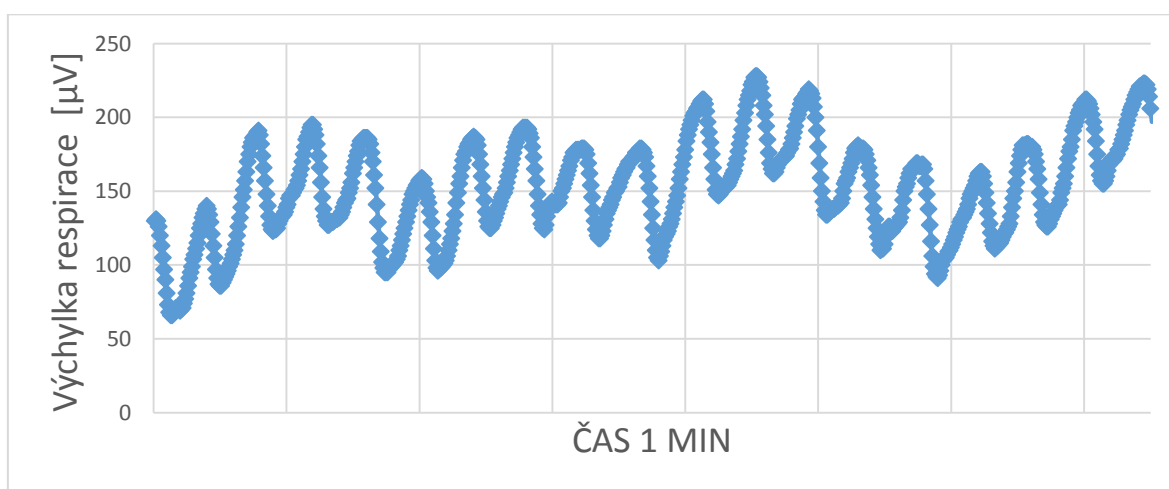


Obr. 23: Pohyb rukama rychlá frekvence během měření dechové frekvence.

Zde je rušení natolik velké, že s jistotou není možné určit přesnou hodnotu dechové frekvence. Jelikož při tomto pokusu elektrody nebyly fixovány, nastal zde značný posun po boční straně subjektu a tím vznikalo velké rušení.

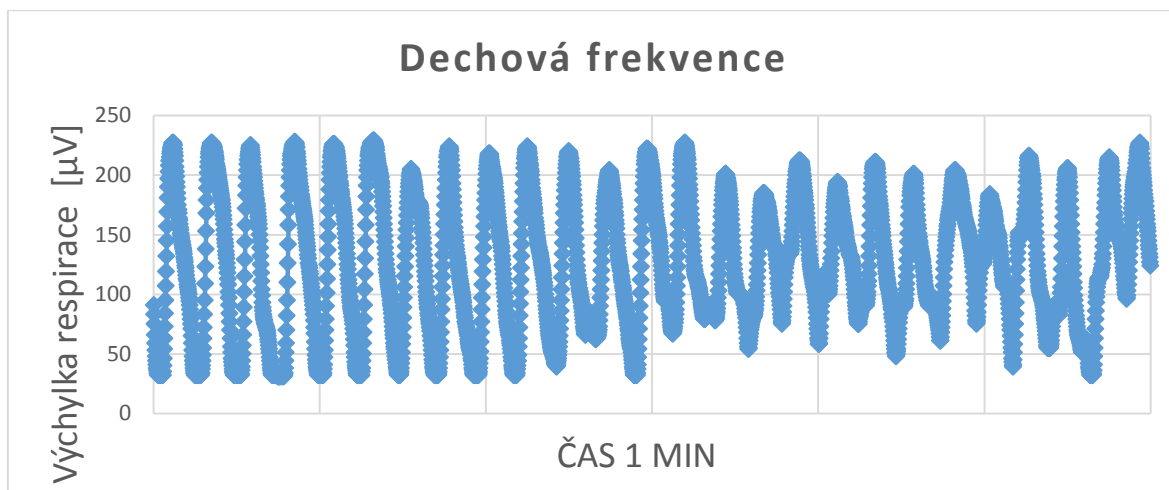
4.4 Měření pomocí gelových elektrod.

Měření dechové frekvence pomocí gelových elektrod bylo provedeno ve spolupráci s kolegou, který pracoval na jiné diplomové práci. Toto měření bylo provedeno z důvodu porovnání výsledků dvou různých typů elektrod. Byl použit stejný postup i zařízení jako při měření dechové frekvence pomocí textilních elektrod. Výsledky byly vyexportovány do tabulky a převedeny do grafu. Měření bylo opět prováděno ve třech stavech měřeného subjektu. A to konkrétně v klidové poloze, pohyb rukama v různých frekvencích a nakonec dřepy.



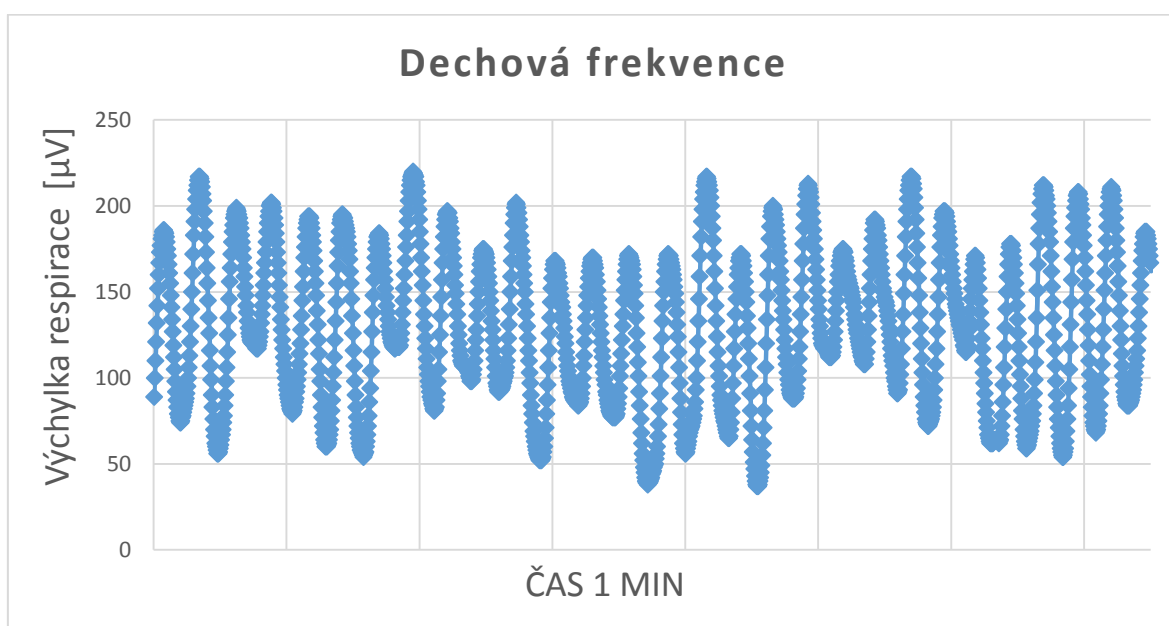
Obr. 24: Měření pomocí gelových elektrod v klidu.

V porovnání čitelnosti dechové frekvence je vidět, že obě metody jsou spolehlivé a dají se použít pro přesný odečet. Při tomto měření byla změřena dýchací frekvence 18 dechů za minutu. To je o něco více než normální stav ale výsledek je stále v toleranci.



Obr. 25: Měření pomocí gelových elektrod dřepy.

Z grafu je patrné, že měření pomocí gelových elektrod je velice podobné měření za pomoci textilních elektrod. Z toho vyplývá, že pohyb v tomto případě nemá vliv na zkreslení křivky. Konkrétní hodnota při tomto pohybu je 26 dechů za minutu. Z ohledem na měření pomocí textilních elektrod je počet dechů srovnatelný.



Obr. 26: Měření pomocí gelových elektrod ruce.

Poslední měření za pomoci gelových elektrod ukázalo, že v tomto případě nemá pohyb vliv na zkreslení výsledku. Dechová frekvence je 29 dechů za minutu. Je ale otázka jestli bychom dosáhli stejně kvalitního signálu, pokud by byla hodnoty zaznamenány s vyšší vzorkovací frekvencí jako pro měření pomocí textilních elektrod.

4.5 Měření dechové frekvence pomocí prototypu trika od společnosti Jitex

Měření dechové frekvence integrované do sportovního trika vycházelo z předchozího měření textilních elektrod. Byly zhotoveny dva prototypy které jsou na obr.27 a obr.28. na prvním obrázku jsou dva páry elektrod po 6 svisle našitými řádky vodivého textilu. Oba typy elektrod byly opět zvlhčeny z důvodu lepší vodivosti. Při suchém stavu se jevily jako odpojené.

Při měření na prvním prototypu, se však ukázalo, že z šesti integrovaných elektrod jsou propojeny s výstupním drakem jen dva na každé straně. Výsledky, které byly pomocí počítače Raspberry Pi získány, nebylo možné vyhodnotit a tedy nebylo možné z důvodu rušení odečíst dechovou frekvenci. To mohlo být způsobeno nekvalitním spojením elektrod s drakem, nebo z důvodu velkých rozměrů elektrod, které se při nádechu vzdalovali od pokožky.

Na druhém typu jsou čtyři páry elektrod, které jsou propojeny přes draky na tričku. Bylo zde tedy použito čtyřsvodové EKG. Při tomto měření bylo však také zaznamenáno velké rušení, které znemožnilo spolehlivě odečíst dechovou frekvenci. Na výsledcích se to projevilo maximálními naměřenými hodnotami na elektrodách.



Obr. 27: Triko s dvěma páry elektrod.



Obr. 28: Triko se čtyřmi páry elektrod.

4.6 Kritické zhodnocení výsledků

Gelové elektrody naproti textilním elektrodám vykazují menší rušení během pohybu. Tento stav může mít dva důvody. Nižší vzorkovací frekvenci odečítání naměřených hodnot anebo lepší fixaci elektrod na hrud' figuranta. Tato fixace gelových elektrod však v sobě skýtá i nevýhodu v tom, že pokud se jedná o opakované měření, vždy se musejí znovu na figuranta přilepit gelové elektrody, které jsou navíc neprodyšné a mohou způsobovat při delším měření iritaci kůže či jiní diskomfort pacienta. Naproti tomu textilní elektrody integrované přímo do textilií nemusí být přilepeny na hrud' pacienta a velice rychle se mohou provádět opakovaná měření. Je tu však riziko parazitních signálů během pohybu, které byly patrné při provádění pohybů rukou s vyšší frekvencí. Jako opatření eliminaci tohoto jevu bylo navrženo triko, které bylo změřeno při několika různých stavech. Naměřené výsledky se však ukázaly jako nepoužitelné, jelikož docházelo ke špatnému propojení elektrod s neměřicími sondami a to způsobovalo velké výkyvy hodnot. Proto triko musí být přepracováno z hlediska jeho přilnavosti a spolehlivosti elektrod.

Měření, která byla provedena za pomoci gelových elektrod a textilních elektrod, se blížila, co se týče přesnosti jiným laboratorním měřením, které byly prováděny na jiných pracovištích a publikovány v odborných člancích na serveru IEEE.

Závěr

V této práci bylo představeno využití smart textilie pro měření dechové frekvence včetně konkrétních aplikací pro odečítání hodnot. Popisem těchto metod bylo dosaženo celkového pohledu na problematiku. Dále byly popsány metody porovnány z hlediska zvolených kategorií. Po porovnání těchto hodnot byla provedena měření třemi různými způsoby pomocí EKG byla zhodnocena kvalita naměřených hodnot.

U prvního způsobu měření byla dechová frekvence určena za pomoci textilních elektrod. Byl zjištěn vliv pohybu figuranta na výsledné hodnoty. Ukázalo se, že při tomto způsobu běžný pohyb není velkou překážkou pro odečty. Avšak nastala zde chyba měření, pokud byla kůže suchá. Elektrody se v tomto stavu jeví jako odpojené a výsledkem byla chyba měření na modulu Raspberry Pi. Pokud však byly navlhčeny, hodnoty se zdály být v toleranci s předpokládanými hodnotami.

U druhého měření je patrné, že gelové elektrody dosahují vyšší odolnosti k rušení signálu z důvodu pohybu figuranta. Bohužel tyto elektrody nejsou vhodné pro integraci do smart textilie. Nakonec po vyhodnocení výsledků bylo navrženo triko od společnosti Jitex, které mělo našité elektrody přímo ve struktuře trika. Jak měření ukázalo, výsledky které by měly být minimálně stejné jako u textilních elektrod, nebyli použitelné z důvodu silného rušení.

Pro odstranění této chyby by mohlo posloužit spolehlivější propojení elektrod na triku a zajištěna lepší přilnavost trika k pokožce, pro minimalizaci rušení.

Seznam literatury a informačních zdrojů

- [1] *Intelligent textiles and clothing*. Editor H Mattila. Cambridge: Woodhead, 2006, xviii, 506 s. ISBN 1-84569-005-2.
- [2] Současný stav v oboru inteligentních a interaktivních textilií, [online]. [cit.2015-01-1]. Dostupné z: www.mateo.ntc.zcu.cz
- [3] SMITH, I. Respiratory rate measurement: a comparison of methods. [online]. [cit. 2015-01-1]. Dostupné z: [http://respir8.com/Clinical Studies - Full Study.pdf](http://respir8.com/Clinical%20Studies%20-%20Full%20Study.pdf)
- [4] Importance of respiratory rate monitoring. [online]. 2010 [cit. 2015-01-1]. Dostupné z: <http://www.kaimedical.com/en/irrm.php>
- [5] SHISHIR, D., KIRK H. S. et al. Estimation of Respiratory Rate From ECG, Photoplethysmogram, and Piezoelectric Pulse Transducer Signals: A Comparative Study of Time–Frequency Methods. *Ieee transactions on biomedical engineering*. 2010 **57**(5), 1099-1107, ISSN 0018-9294
- [6] SALINGER, J., P. ŠTĚPANÍK et al. Measurement of breathing frequency from ecg in the examination of autonomous nervous system activities: Suggested methods and their verification. *Acta Univ. Palacki. Olomuc., Gymn.* 2005, **35**(2), 95-103
- [7] ZHAO, Y., J. ZHAO et al. Derivation of Respiratory Signals from Single-Lead ECG. *2008 International Seminar on Future BioMedical Information Engineering*. IEEE, 2008, 15-18. DOI: 10.1109/FBIE.2008.41.
- [8] GUPTA, Amit K. Respiration rate measurement based on impedance pneumography. [online]. 2011 [cit. 2015-02-21]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/an/sbaa181/sbaa181.pdf>
- [9] DAVIDSON, K.G., A. D. BERTSTEN et al. Measurement of tidal volume by using transthoracic impedance variations in rats *Journal of Applied Physiology*. 1999, **86**(2), 759-766
- [10] BALL, A. Biometric Steering Wheel Reference Design. [online]. 2012 [cit. 2015-02-21]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ug/tidu479/tidu479.pdf>
- [11] FONTAINE, A., KOSHI, A. Reflectance-based pulse oximeter for the chest and wrist. [online]. [cit. 2015-03-5]. Dostupné z: https://www.wpi.edu/Pubs/E-project/Available/E-project-042413-160152/unrestricted/Final_MQP_Report.pdf
- [12] FLEMING, S., L. TARASSENKO et al. Non-invasive Measurement of Respiratory Rate in Children Using the Photoplethysmogram. *Vancouver, British Columbia, Canada, 20(24), 2008*. 978-1-4244-1815-2/08/\$25.00 ©2008 IEEE.

- [13] GUAN-YHENG, L., G. YAN-WEI et al. Estimation of Respiration Rate from Three-Dimensional Acceleration Data Based on Body Sensor Network. *Telemedicine and e-health*, 2011. **17**(9). 705-709 DOI: 10.1089/tmj.2011.0022
- [14] ROBERT, P., J. MUEHLSTEFF et al. Device for combined heart rate and respiration measurement with a single sensor. *Philips intellectual property*, **20**(24), 2009. WO2009109903 (A1)
- [15] National Instruments (Czech Republic), s.r.o.. Measuring Strain with Strain Gages. [online]. [cit. 2015-03-23]. Dostupné z: <http://www.ni.com/whitepaper/3642/en/#toc1Přílohy>
- [16] *Atlas fyziologie člověka*. Trávníčková, E., J. MAREŠ et al. 2011, ISBN 978-80-247-0630-6. 435s.
- [17] *Lékařská fyziologie KITTNAR, O., 2011, 790 s. ISBN 978-80-247-3068-4. 800s.*
- [18] A World Of Solutions, pulse reflectance oximetry , [online]. [cit.2015-03-5]. Dostupné z: <http://www.conmed.com/products/pro-2.php>
- [19] University of Borås. Swedish School of Textiles. Textile Strain Sensors Characterization- Sensitivity, Linearity, Stability and Hysteresis. [online]. [cit. 2015-04-25]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/2320/10177>
- [20] *Patofyziologie dýchání*. Paleček, f., . 1999, ISBN 80-200-0723-7. 408s.
- [21] ELITEX [online]. 2013 [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: http://www.imbut.de/uploads/media/DB-ELITEX_englisch.pdf

Přílohy

Tab. 6 Hodnoty dechové frekvence za 2 sec.

ID	Čas	I	II	III	aVR	aVL	aVF	C1	Respirace
0	28.429	114	128	128	128	128	128	128	129
1	28.450	112	128	128	128	128	128	128	129
2	28.468	128	128	128	128	128	128	128	129
3	28.488	128	128	128	128	128	128	128	129
4	28.534	112	128	128	128	128	128	128	129
5	28.556	112	128	128	128	128	128	128	129
6	28.575	247	247	247	247	247	247	247	247
7	28.595	247	247	247	247	247	247	247	247
8	28.616	0	0	122	247	45	37	128	14
9	28.636	0	0	127	247	55	54	128	15
10	28.656	0	0	129	247	61	64	128	14
11	28.675	3	3	128	247	65	66	128	14
12	28.696	11	12	129	243	69	70	128	14
13	28.715	21	21	127	234	74	74	128	14
14	28.735	29	31	130	225	77	80	128	14
15	28.755	57	62	132	195	90	97	128	14
16	28.775	93	95	130	161	109	112	128	15
17	28.795	40	46	134	212	81	90	128	14
18	28.816	60	75	143	187	86	109	128	14
19	28.835	65	86	148	180	86	117	128	14
20	28.856	71	91	148	174	89	119	128	14
21	28.875	78	99	148	167	92	123	128	14
22	28.897	84	103	147	161	96	125	128	14
23	28.917	90	112	150	154	97	131	128	14
24	28.935	96	119	150	147	100	135	128	14
25	28.966	102	126	151	141	103	139	128	14
26	28.981	109	132	150	135	107	141	128	14
27	28.996	113	136	150	130	109	143	128	14
28	29.016	117	136	147	128	112	141	128	14
29	29.036	111	135	152	132	107	144	128	14
30	29.056	104	129	152	138	103	141	128	14
31	29.076	101	127	154	141	101	140	128	14
32	29.096	100	127	154	141	100	141	128	14
33	29.115	101	129	155	140	100	142	128	14
34	29.135	103	128	153	139	102	140	128	14
35	29.157	105	128	151	138	104	139	128	14
36	29.176	107	130	150	136	106	140	128	14
37	29.196	108	132	151	135	106	141	128	14
38	29.216	110	128	146	135	110	137	128	14
39	29.236	112	128	144	135	111	136	128	14
40	29.257	114	131	144	132	112	138	128	14

ID	Čas	I	II	III	aVR	aVL	aVF	C1	Respirace
41	29.277	116	135	146	129	112	141	128	14
42	29.296	117	135	145	129	113	140	128	14
43	29.316	115	130	142	133	114	136	128	14
44	29.337	119	131	140	130	117	135	128	14
45	29.357	119	131	139	130	117	135	128	15
46	29.377	117	130	141	131	116	136	128	14
47	29.396	152	163	139	97	134	151	128	14
48	29.416	153	159	133	99	137	146	128	15
49	29.436	111	124	141	137	112	133	128	14
50	29.458	120	140	148	125	113	144	128	14
51	29.477	120	142	149	123	113	146	128	14
52	29.496	121	144	151	122	112	147	128	14
53	29.516	122	146	151	121	113	148	128	14
54	29.537	123	153	157	117	110	155	128	14
55	29.556	125	160	163	112	108	162	128	14
56	29.578	126	167	168	108	106	167	128	14
57	29.597	129	171	169	105	107	170	128	14
58	29.617	132	173	168	102	109	171	128	14
59	29.636	135	178	170	98	110	174	128	14
60	29.657	136	178	170	97	111	174	128	14
61	29.677	128	170	169	105	107	170	128	14
62	29.697	123	164	168	111	105	166	128	14
63	29.717	121	158	165	115	105	161	128	14
64	29.737	121	152	159	118	109	155	128	14
65	29.758	121	155	161	117	107	158	128	14
66	29.778	121	154	160	117	108	157	128	14
67	29.797	121	153	159	118	109	156	128	14
68	29.817	121	158	165	115	105	161	128	14
69	29.838	122	160	166	114	105	163	128	14
70	29.857	122	156	161	116	108	158	128	14
71	29.877	122	153	158	117	109	155	128	14
72	29.898	123	151	155	118	111	153	128	14
73	29.917	124	149	152	118	113	151	128	14
74	29.937	126	146	148	119	116	147	128	14
75	29.958	123	136	140	125	119	138	128	14
76	29.977	120	131	138	129	119	134	128	14
77	29.998	120	126	133	131	121	130	128	14
78	30.018	119	124	132	133	121	128	128	14
79	30.019	119	123	131	134	121	127	128	14
80	30.020	168	164	123	89	150	144	128	14
81	30.021	123	101	106	143	136	103	128	14
82	30.022	118	104	113	144	130	109	128	14
83	30.023	119	102	111	144	131	106	128	14
84	30.024	119	100	108	145	133	104	128	14

ID	Čas	I	II	III	aVR	aVL	aVF	C1	Respirace
85	30.025	114	94	107	151	131	100	128	14
86	30.026	114	97	110	149	129	103	128	14
87	30.027	115	100	113	147	128	106	128	14
88	30.028	116	104	115	145	128	109	128	14
89	30.029	120	109	116	141	129	112	128	14
90	30.030	122	114	120	137	128	117	128	14
91	30.031	128	117	116	133	133	116	128	14
92	30.032	130	116	113	132	136	115	128	14
93	30.033	128	112	112	134	136	112	128	14
94	30.034	120	109	117	140	129	113	128	14
95	30.035	115	103	116	146	127	109	128	15
96	30.036	113	100	115	148	126	107	128	14
97	30.037	112	96	111	151	128	103	128	14
98	30.038	112	87	102	155	133	94	128	14
99	30.039	114	86	100	155	134	93	128	14
100	30.040	114	90	103	153	133	96	128	14