

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ**

KATEDRA TECHNOLOGIÍ A MEŘENÍ

DIPLOMOVÁ PRÁCE

**System monitorování dechové frekvence integrovaný
v textiliích**

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Kateřina MOUČKOVÁ**
Osobní číslo: **E17N0019P**
Studijní program: **N2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor: **Komerční elektrotechnika**
Název tématu: **Systém monitorování dechové frekvence integrovaný
v textilích**
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 problematiku smart textilí a telemedicíny.
2. Popište zařízení, které jsou využívány k měření dechové frekvence. Diskutujte jejich výhody a nevýhody.
3. Vyberte systémy pro monitorování dechové frekvence, které jsou vhodné z hlediska jejich integrace do textilních výrobků.
4. Navrhněte systém pro měření dechové frekvence integrovaný do textilie a realizujete demonstrátor.
5. Kriticky zhodnoťte navržené řešení.

Rozsah grafických prací: podle doporučení vedoucího

Rozsah kvalifikační práce: 40 - 60 stran

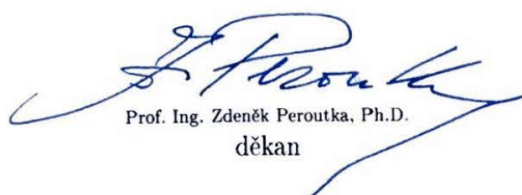
Forma zpracování diplomové práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

1. Mattila, H., R., Intelligent Textiles and clothing, CRC Press, 2006. ISBN-13: 978-0849390999
2. Schneegass, S., AmftSmart, O., Textiles: Fundamentals, Design, and Interaction, Springer, 2017, ISBN 978-3-319-50123-9
3. K. Cherenack, L. Van Pieteron, Smart textiles: Challenges and opportunities, J. Appl. Phys. 112 (2012). vdoi:10.1063/1.4742728.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Radek Soukup, Ph.D.
Katedra technologií a měření

Datum zadání diplomové práce: 5. října 2018
Termín odevzdání diplomové práce: 30. května 2019


Prof. Ing. Zdeněk Peroutka, Ph.D.
děkan




Doc. Ing. Aleš Hamáček, Ph.D.
vedoucí katedry

V Plzni dne 5. října 2018

Abstrakt

Tato diplomová práce je zaměřena na návrh systému monitorujícího dechovou frekvenci integrovaného v textíliích. V první části je podrobněji popsána problematika smart textilií a telemedicíny. Dále je práce zaměřena na dýchací soustavu, dýchání a monitorování dechu konvenčními systémy a smart textiliemi. Následně se práce zabývá hodnocením konvenčních systémů monitorujících dechovou frekvenci a je zde popsána možnost jejich integrace do textilu. Praktická část práce popisuje návrh textilního systému monitorujícího dechovou frekvenci, jeho realizaci a následné testování.

Klíčová slova

Smart textilie, telemedicína, dechová frekvence, monitorování dechu, textilní senzory, vodivé nitě, pletená struktura

Abstract

This diploma thesis is focused on the design of system for monitoring respiratory rate integrated in textiles. The issue of smart textiles and telemedicine is described in more details in the work. Further, the work describes respiratory system, breath and monitoring of breath using conventional system and smart textiles. Subsequently, the thesis deals with the evaluation of conventional respiratory rate monitoring systems and the possibility of their integration into the textile are discussed. The practical part of the thesis is focused on the design of the textile system for the respiratory frequency monitoring, its implementation and subsequent testing.

Key words

Smart textiles, telemedicine, respiratory rate, breath monitoring, textile sensors, conductive yarn, knitting structure

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 28.5.2019

Bc. Kateřina Moučková

Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala vedoucímu diplomové práce Ing. Radku Soukupovi, Ph.D. za cenné profesionální rady, nápady a metodické vedení práce. Dále bych ráda poděkovala paní Doc. MUDr. Jitce Švíglerové, Ph.D. a paní Ing. Dagmar Jarkovské, Ph.D. za poskytnutí spirometru pro zhodnocení výsledků. Poděkování bych ráda také věnovala Ing. Stanislavu Suchému a Ing. Josefu Šlaufovi za věcné připomínky a rady. V neposlední řadě bych ráda poděkovala mé rodině za podporu při studiu.

Obsah

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	10
ÚVOD	11
1 SMART TEXTILIE	12
1.1 TECHNOLOGIE A VÝROBA SMART TEXTILÍ.....	13
1.1.1 Textilní technologie.....	14
1.1.2 Vodivé příze.....	14
1.1.3 Tiskové technologie.....	15
1.2 HODNOCENÍ SMART TEXTILÍ.....	16
2 TELEMEDICÍNA	17
2.1 SMART TEXTILIE A TELEMEDICÍNA.....	17
2.2 SMART TEXTILNÍ SENZOROVÉ APLIKACE PRO TELEMEDICÍNU.....	18
2.3 IOT TECHNOLOGIE A TELEMEDICÍNA.....	19
2.4 BEZPEČNOST DAT A TELEMEDICÍNA.....	20
3 DÝCHACÍ SOUSTAVA	21
3.1 DÝCHACÍ CESTY – STAVBA A FUNKCE.....	21
3.2 PLICNÍ VENTILACE.....	22
3.3 DÝCHACÍ SVALY.....	22
3.4 PLICNÍ OBJEMY A TYPY DÝCHÁNÍ.....	23
4 METODY PRO MONITOROVÁNÍ DECHOVÉ FREKVENCE	24
4.1 KONVENČNÍ SYSTÉMY.....	24
4.1.1 Spirometrie.....	24
4.1.2 Pletysmografie.....	27
4.1.3 Kapacitní tlakový senzor.....	29
4.1.4 Akustický detektor dýchání.....	30
4.1.5 Termistorové senzory.....	31
4.1.6 Elektrokardiogram (EKG) – odvození dýchací frekvence.....	32
4.2 VÝHODY A NEVÝHODY KONVENČNÍCH SYSTÉMŮ.....	33
4.3 MOŽNOSTI INTEGRACE DO TEXTILU.....	35
4.4 SMART TEXTILNÍ SYSTÉMY.....	37
4.4.1 Textilní kapacitní senzor.....	37
4.4.2 Textilní elektrody pro EKG – odvození dýchací frekvence.....	37
4.4.3 Textilní senzory založeny na optických vláknech.....	38
4.4.4 Odporový textilní senzor.....	41
4.4.5 Textilní tenzometrický senzor.....	42
5 DOSTUPNÉ SYSTÉMY MONITORUJÍCÍ DECHOVOU FREKVENCÍ NA TRHU	43
5.1 KONVENČNÍ SYSTÉMY PRO MONITOROVÁNÍ DECHOVÉ FREKVENCE.....	43
5.1.1 Spirometry.....	43
5.1.2 Hrudní a břišní pásy.....	43
5.1.3 Termistorové senzory dechu.....	45
5.1.4 MySignals.....	45
5.1.5 Diskrétní bezdrátové nositelné systémy.....	45
5.2 SMART TEXTILNÍ SYSTÉMY PRO MONITOROVÁNÍ DECHOVÉ FREKVENCE.....	47
5.2.1 RespiBelt.....	47
5.2.2 Hexoskin.....	47
5.2.3 LifeShirt™.....	48
5.2.4 Smartex WWS.....	48
5.2.5 Master Warning®.....	48

6	VÝBĚR VHODNÉHO TEXTILNÍHO SYSTÉMU PRO SNÍMÁNÍ DECHOVÉ FREKVENCE.....	49
6.1	PRVNÍ ETAPA.....	50
6.1.1	Vodivé nitě <i>SilveR.STAT</i> [®]	50
6.1.2	Textilní senzor a jeho integrace do textilu.....	51
6.1.3	Princip navrženého textilního senzoru	52
6.1.4	Kontaktování.....	52
6.1.5	Měřicí systém.....	53
6.1.6	Zhodnocení realizace demonstrátoru	53
6.2	DRUHÁ ETAPA	55
6.2.1	Textilní senzor a jeho integrace do textilu.....	55
6.2.2	Princip navrženého textilního senzoru	56
6.2.3	Kontaktování a měřicí systém.....	56
6.2.4	Zhodnocení realizace druhého demonstrátoru	57
7	MĚŘENÍ A TESTOVÁNÍ REALIZOVANÉHO DEMONSTRÁTORU	58
7.1	POROVNÁNÍ S REFERENČNÍM ZAŘÍZENÍM.....	58
7.1.1	Klidové dýchání.....	60
7.1.2	Hluboké dýchání.....	61
7.2	REAKCE NAVRŽENÉHO SYSTÉMU NA ZMĚNU INTENZITY DECHU.....	62
7.3	OPAKOVATELNOST MĚŘENÍ NAVRŽENÉHO SYSTÉMU.....	64
7.4	KRITICKÉ ZHODNOCENÍ DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ A NÁVRH NA BUDOUCÍ ŘEŠENÍ.....	65
	ZÁVĚR.....	67
	SEZNAM LITERATURY A INFORMAČNÍCH ZDROJŮ.....	69
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	75
	SEZNAM TABULEK	76
	SEZNAM GRAFŮ.....	76
	PŘÍLOHY	77

Seznam symbolů a zkratk

ρ	Hustota [kg/m^3]
3D	Trojdimenzionální
A/D	Analogově digitální
Ag	Stříbro
AgCl	Chlorid sodný
Au	Zlato
BA _L	Amplituda dechu/ Left nostril breath amplitude
BI	Interval dechu/ Breathing interval
BLE.....	Nízkoenergetické Bluetooth/ Bluetooth Low Energy
CO ₂	Oxid uhličitý
Cu	Měď
EDG	Odvození dýchací frekvence z EKG/ ECG-Derived Respiration
EKG/ECG.....	Elektrokardiogram/ electrocardiogram
EMG	Elektromyografie
FBG	Senzor obsahující vlákna s Braggovou mřížkou / Fiber Bragg Grating
IBC	Biomedicínské smart textile / Intelligent Biomedical Clothes
IoT	Internet věcí / Internet of Things
MRI.....	Magnetická rezonance
O ₂	Kyslík
OEP.....	Opticko-elektronická pletysmografie
OFSETH.....	Optical Fiber Sensors Embedded into technical Textiles for Healthcare
pH	Vodíkový exponent (Potenciál vodíku/ Potential of hydrogen)
RIP	Respirační induktivní pletysmografie
RWTH	Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule
UV	Ultrafialové/ ultraviolet
C	Elektrická kapacita [F]
V	Objem [l]
p	Tlak [Pa]
qV	Průtok plynu [l/s]
v	Rychlost [m/s]
ε	Permitivita [F/m]
μ	Permeabilita [H/m]

Úvod

Textil doprovázel člověka již od doby kamenné. Jeho hlavní funkcí byla tepelná a mechanická ochrana člověka. Dodnes jsou textilie nedílnou součástí každodenního života a lze tvrdit, že v budoucnu budou nadále využívány. To je výzvou pro výzkum nových inovativních technologií, který se zabývá integrací elektricky aktivních prvků do textilu. Takové systémy se nazývají smart textilie a otevírají nové obzory v mnoha oblastech. Díky této technologii lze vyměnit klasické rigidní substráty za flexibilní textilie a tím mohou být běžně používaná elektronická zařízení realizována komfortnějším způsobem. Jako příklad lze uvést zdravotnictví. Zde jsou pacienti monitorováni různými přístroji, které zahrnují velké množství vodičů a snímacích zařízení, která jim neposkytují tak dostatečný komfort. Smart textilie přináší řešení, které by v budoucnu mohlo nahradit některé konvenční lékařské přístroje a poskytnout tak pohodlnější léčení pro pacienty zejména v domácím ošetřování. Díky svým funkcím mohou být smart textilní řešení implementována do telemedicíny, kde pacienty od lékařského personálu dělí fyzická bariéra. Zde by bylo velkým přínosem nahradit konvenční lékařská zařízení poskytující informace o dlouhodobém zdravotním stavu pacienta smart textilním oděvem.

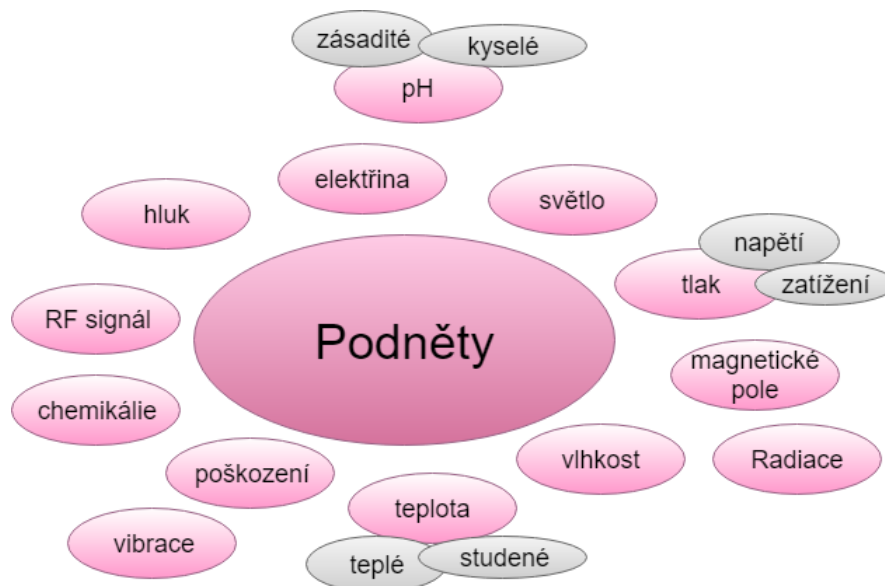
Předkládaná práce je zaměřena na monitorování dechové frekvence systémem integrovaným do textilu. Textilní senzory pro monitorování dechové frekvence jsou stále ve fázi vývoje. Použití takového systému pro snímání dechu přináší výhody zejména při kontinuálním sledování dechu, jelikož oproti lékařským přístrojům poskytují vyšší komfort pro uživatele.

Text této práce je rozdělen do sedmi kapitol. V první kapitole je představena problematika smart textilií včetně používaných technologií a jsou zde shrnuty výhody a nevýhody těchto systémů oproti konvenční elektronice. Druhá kapitola je zaměřena na telemedicínu a využití smart textilií v telemedicině. Následující třetí kapitola nastiňuje základy anatomie a fyziologie dýchací soustavy. Ve čtvrté kapitole je shrnut přehled stávajících konvenčních zařízení využívaných pro měření dechové frekvence. Jsou zde diskutovány jejich výhody a nevýhody a také je zde projednána možnost integrace těchto systémů do textilu. Dále je tato kapitola zaměřena na vyvíjené smart textilní technologie určené k monitorování dechu. V páté kapitole je uvedena dostupnost konvenčních i smart textilních systémů na trhu. Šestá kapitola představuje začátek praktické části a je věnována samotnému návrhu a realizaci textilního systému pro monitorování dechové frekvence. Testování navrženého systému je uvedeno v sedmé kapitole. Zde jsou zobrazeny grafy a zhodnoceny dosažené výsledky.

1 Smart textilie

Pojem „*Smart textilie*“ lze charakterizovat jako produkty, které rozšiřují funkčnost a užitečnost běžných textilií, neboli oproti tradičním textiliím poskytují uživateli přidané hodnoty. Tato nová generace textilu vznikla synergií textilního a elektronického průmyslu. Integrace elektroniky do textilu vytváří aktivní materiály a textilní struktury, které mohou vykazovat významné změny ve svých mechanických, elektrických, tepelných nebo například elektromagnetických vlastnostech. Jedná se o systémy složené z různých komponentů, jako jsou snímače, akční členy a elektronická zařízení. [1]

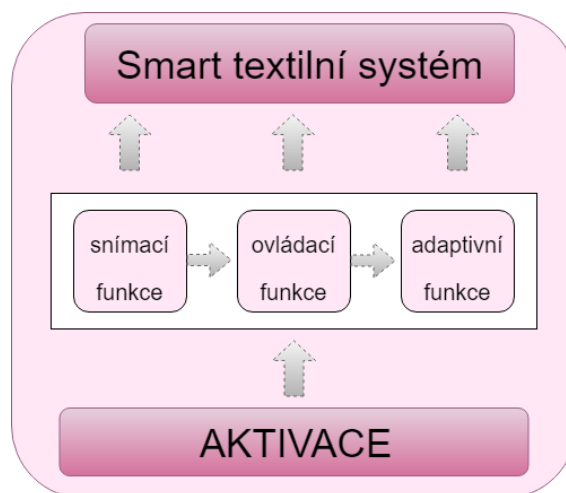
Smart textilie mají schopnost vnímat podněty z prostředí, reagovat na ně nebo se jim mohou přizpůsobit. Podněty mohou být různého původu, což je znázorněno na obrázku 1.1. Dle těchto schopností jsou smart textilie často v literaturách rozdělovány do tří kategorií, a to na pasivní, aktivní a ultra smart textilie. [2] Pasivní textilie mají snímací funkci, tedy mohou pouze snímat okolní prostředí a podněty. Textilie s ovládací funkcí se označují jako aktivní textilie, neboť vnímají podněty z okolního prostředí a také na ně reagují. Textilie s adaptivní funkcí se nazývají ultrasmart textilie, neboť navíc oproti předchozím typům se mohou přizpůsobit okolnímu prostředí a podnětům. [3]



Obr. 1.1 Druhy podnětů (překresleno z [3]).

Aby bylo možné dosažení výše zmíněných schopností, textilie musí být schopny vykonávat funkce, jako jsou snímání, ovládání, napájení/generování/ukládání energie, vzájemná komunikace a zpracování dat. Tyto funkce jsou zajišťovány pomocí elektronických zařízení,

vlastnostmi materiálů či textilní struktury a následně vzniká smart textilní systém zobrazený na obrázku 1.2. [3] Textilie se tedy stává inteligentní, pokud obsahuje senzory, akční členy nebo řídicí jednotky. Tyto komponenty mohou být sestavené z optických vláken, materiálů s fázovou změnou, termo-chromových barviv, miniaturizovaných elektronických prvků a dalších. [4]



Obr. 1.2 Smart textilní systém (překresleno z [3]).

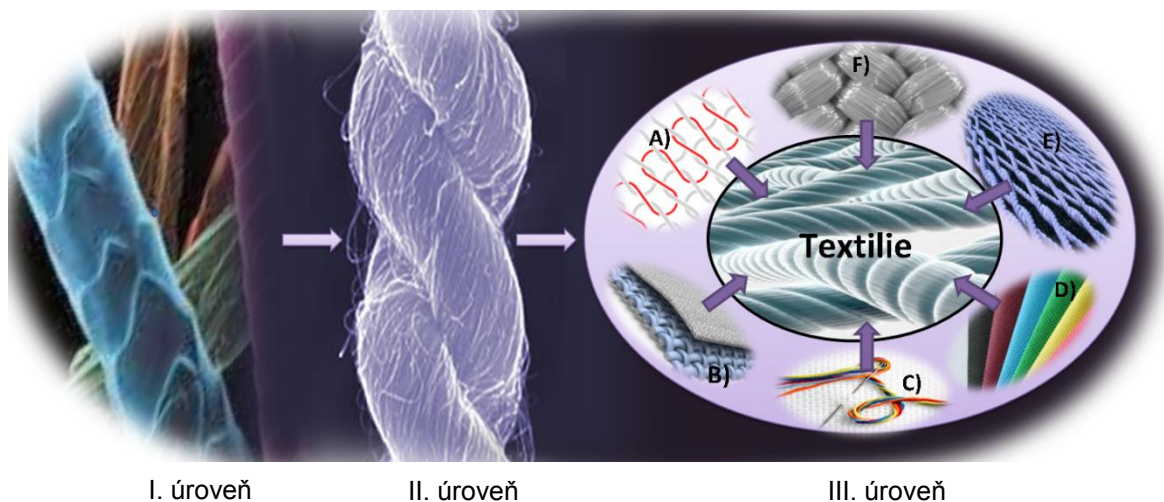
Smart textilie mají obrovský potenciál v mnoha oblastech. Velké úsilí je věnováno medicínským aplikacím, které pomáhají sledovat a monitorovat zdravotní stav pacienta prostřednictvím senzorů zabudovaných v oděvu. Kromě zdravotnictví jsou funkce smart textilií využívány také ve sportu. Zde například může uživatel zvyšovat své fyzické výkony dle naměřených dat. Dále nachází smart textilie své uplatnění ve vojenství, bezpečnostních složkách nebo také v designu a módě. [4]

1.1 Technologie a výroba Smart textilií

Textilie jsou základním substrátem pro všechny druhy smart textilií. Rozmanitost textilních materiálů použitelných pro výrobu inteligentních oděvů je velmi široká a jednotlivé textilie vykazují velmi odlišné vlastnosti. To má za následek možnost velkého výběru materiálů dle různých požadavků. [2] Aby měl textil schopnost vést elektrický proud, integrují se do něj vodivé příze, nebo se používají tiskové technologie. [5] V následujících podkapitolách budou představeny způsoby výroby smart textilií a jejich technologie.

1.1.1 Textilní technologie

Textilie jsou hierarchicky strukturované vláknité materiály rozdělené do úrovní [6] znázorněných na obrázku 1.3



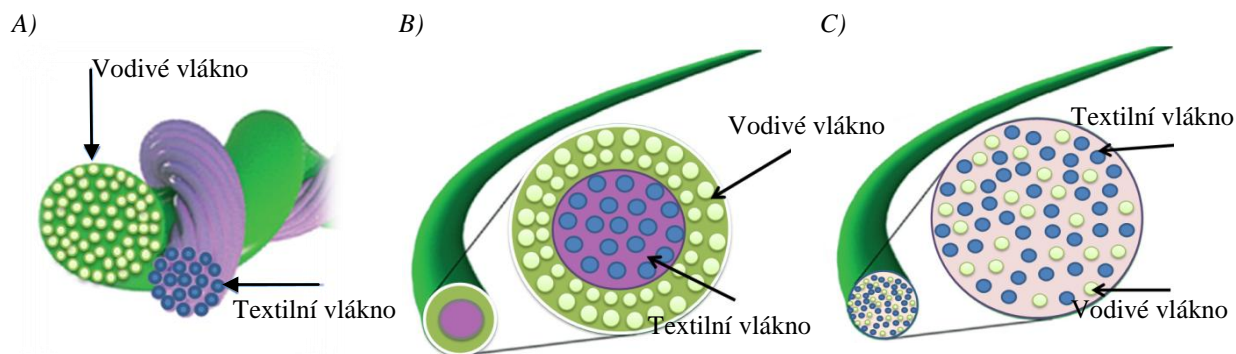
Obr. 1.3 Struktura textilie.

Nejmenší jednotkou neboli první úrovní integrace se nazývají filamenty¹, které se prolínají a vytvářejí nit. Charakteristickým prvkem filamentových vláken je vysoký poměr délky k šířce. Druhou úrovní integrace jsou příze, které se vytvoří zkroucením více filamentových vláken dohromady. Následným zpracováním přízí různými procesy: A) pletení, B) tkaní, C) vyšívaní, D) netkané struktury, E) síťování, F) splétání, zobrazenými ve III. úrovni v obrázku 1.3 vznikne textilie, která představuje třetí stupeň integrace. [6]

1.1.2 Vodivé příze

Aby se docílilo vodivosti u textilií, jsou do nich pomocí výše zmíněných technologií integrované vodivé příze, které vzniknou buď z čisté kovové příze, nebo kombinací textilních a vodivých vláken. Textilní vlákna zde reprezentují „ochranný vak“, jelikož je velmi důležité, aby měla textilie stabilní elektrické vlastnosti a odolávala mechanickému zatížení, jako je například opakované praní. Dalším podstatným parametrem je komfort textilií. Měly by být prodyšné, flexibilní, hebké a neměly by omezovat uživatele při každodenní činnosti. Z tohoto důvodu je opět podstatné, aby příze obsahovaly textilní složku. Následující obrázek 1.4 nás seznámí s typy vodivých přízí.

¹ V textilní terminologii je označení filament využíváno pro vlákno neomezené délky.



Obr. 1.4 Typy vodivých přízí: A) kroucená, B) s textilním jádrem C) smíchaná (překresleno z [7]).

1.1.3 Tiskové technologie

V této podkapitole jsou představeny příklady tiskových technologií používajících se pro výrobu elektricky aktivních vzorů na textiliích. Velkou výhodou oproti textilním technologiím je, že nemusí respektovat strukturu substrátu a vzory mohou být na látku nanášeny bez omezení. Avšak jejich nevýhoda může spočívat v nízké mechanické odolnosti.

- **Sítotisk**

Tato technologie využívá vodivé pasty, které obsahují vodivý prekurzor například ze zlata (Au), stříbra (Ag) nebo mědi (Cu). [8] Tyto vodivé pasty jsou přes předem vytvořené síto protlačeny na textilní substrát pomocí třerky. Po vytvoření požadovaného tvaru na textilním substrátu se provede vytvrzovací proces, který může být tepelný, realizovaný pomocí UV záření nebo například fotonický. [9] Nejčastěji se provádí vypalovací proces při teplotě, která nepoškodí textili, což je okolo 150 °C po dobu 20-30 minut. Rozlišení, kterého lze při sítotisku dosáhnout, je minimálně 200 μm. [10]

- **Rozprašování**

Rozprašovací proces se využívá pro tvorbu obvodů na textiliích s vysokým rozlišením. Princip spočívá v rozprašení zlata (Au) pomocí argonové plazmy přes stínící masku. Stínící maska s obvodovými vzory je přiložena na textilní substrát, na který jsou rozprašovány vylétající atomy zlata. Maskou procházející zlato vytvoří přesně předem určené vzory (elektrické obvody). Vše probíhá ve vakuové komoře, kde bývá podtlak přibližně 10^{-3} Torr při teplotě 150°C. Minimální šířka čáry je 100 μm. Proces rozprašování vytváří elektrická spojení jako na rigidních substrátech a je velmi odolný vůči praní. Avšak ve srovnání se sítotiskem je tento proces poměrně drahý a časově náročný. [10]

1.2 Hodnocení smart textilií

Smart textilie jsou stále ve fázi vývoje a dají se považovat za relativně nové odvětví. Lze říci, že klasické textilie jsou nedílnou součástí každodenního života a je jisté, že v budoucnu se budou i nadále využívat. Z tohoto důvodu mají smart textilie velký potenciál, je však důležité, aby uživatele neomezovaly v každodenní činnosti. Jelikož jsou v přímém kontaktu s pokožkou, neměly by způsobovat její podráždění. Stejně jako u jiných technologií se i v případě smart textilií vyskytují některá úskalí a problémy, které je nutné eliminovat. Smart textilie však mají oproti konvenční elektronice jisté výhody. V následující tabulce 1.1 je shrnut přehled výhod a nevýhod smart textilií oproti klasickým rigidním substrátům a konvenční elektronice.

Tab. 1.1 Výhody a nevýhody smart textilií.

Výhody	Nevýhody
➤ Flexibilita	➤ Celá řada materiálů je v pilotním ověřování
➤ Integrace elektrických obvodů přímo do textilního substrátu	➤ Nutná optimalizace technologií jako např. vyšívání, pletní, tkaní
➤ Nové možnosti kontinuálního monitorování životně důležitých funkcí ve zdravotnictví	➤ Elektrické kontaktování
➤ Poskytování vysokého komfortu	➤ Velký podíl smart textilních výrobků vykazuje nedostatečnou odolnost vůči údržbě nebo mechanickému namáhání
➤ Nízká měrná hmotnost	➤ Nutnost elektrického zdroje a opětovného nabíjení akumulátoru - nekomfortní pro uživatele
➤ Relativně snadná výroba	-
➤ Cenová dostupnost	-
➤ Prodyšnost	-
➤ Možnost údržby výrobku (automatické praní a sušení)	-

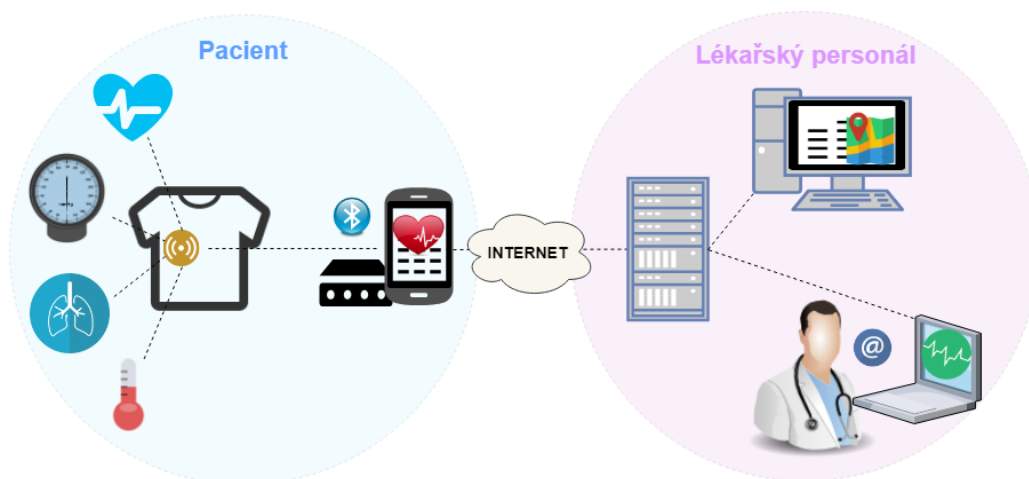
2 Telemedicína

Pojem telemedicína lze obecně definovat jako poskytování lékařských informací a služeb prostřednictvím telekomunikačních technologií. Aspekt určující telemedicínu je přenos informace z jednoho místa do druhého. Lze tedy říci, že telemedicína je léčba pacientů na dálku, neboli léčba bez přímého kontaktu s ošetřujícím lékařem. Telemedicína může být užitečná v situacích, kdy přenosu informace mezi pacienty a poskytovateli zdravotní péče brání fyzické bariéry. Jedním z hlavních cílů telemedicíny tedy je pacientům, kteří žijí v odlehlých oblastech na venkově, nebo mají problémy s pohybem, zlepšit přístup k lékařským službám. [11] Telemedicína má výrazné výhody oproti klasické lékařské péči. V následujících bodech je výčet těchto výhod:

- *Výrazné snížení času a nákladů na přepravu pacientů*
- *Správa a distribuce pohotovostní zdravotnické služby v odlehlých oblastech*
- *Sdílení historie případů a diagnostických snímků*
- *Rozvoj klinického výzkumu a rozvinutí lékařského vzdělání v odlehlých oblastech*

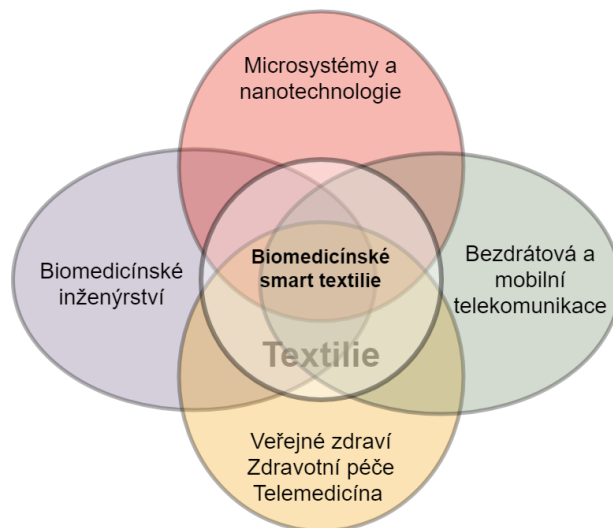
2.1 Smart textilie a telemedicína

V posledních letech byl kladen velký důraz na využití smart textilií pro monitorování fyziologických funkcí uživatele. Po integraci textilních senzorů do textilií je možné snímat různé biologické parametry (srdeční pulz, respirační frekvenci, EKG, EMG, a další) přímo na těle pacienta. [12] Proto smart textilie, které se používají pro telemedicínské aplikace obsahují senzory a nositelné elektronické systémy integrované přímo do textilu, které umožňují zaznamenávání a přenos fyziologických dat. Další důležitou vlastností smart textilií je schopnost bezdrátové komunikace mezi uživatelem a operátorem, například pacientem a zdravotnickým personálem. Takové systémy zajišťují pacientům mobilitu a poskytují tak vyšší úroveň psychofyziologického pohodlí, zejména pokud je vyžadováno dlouhodobé monitorování životních funkcí. [13] Na obrázku 2.1 je znázorněna architektura smart textilního systému pro telemedicínu. Tento systém obsahuje textilní senzory, které jsou určené pro dlouhodobé monitorování životních funkcí pacienta. Data jsou těmito senzory zaznamenávána a pomocí Bluetooth přenesena do telefonu. Chytrý telefon slouží jako komunikační zařízení, které posílá zaznamenaná data přes internet a ta se dále uloží na server. V závěrečné fázi jsou data přístupná lékařskému personálu pro následné vyhodnocování. [14]



Obr. 2.1 Architektura systému pro telemedicínu a smart textilie.

Smart textilie vyvinuté pro medicínské účely, které monitorují biologické signály, lze nazvat jako Intelligent Biomedical Clothes (IBC) neboli biomedicínské smart textilie. Tyto textilie jsou založeny na multidisciplinárním výzkumu a vývoji a vyžadují silnou spolupráci mezi inženýry a vědci z různých oblastí, včetně mobilních a bezdrátových telekomunikací, mikrosystémů a nanotechnologií, textilu a oděvů, biomedicínského inženýrství, telemedicíny, jakož i veřejného zdraví a medicíny. [15] Disciplíny zapojené do vývoje biomedicínských smart textilií jsou představeny na obrázku 2.2.

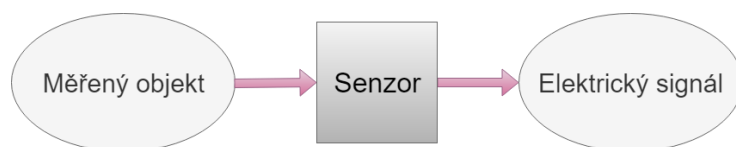


Obr. 2.2 Disciplíny, které se podílejí na vývoji biomedicínských smart textilií (překresleno z [15]).

2.2 Smart textilní senzorové aplikace pro telemedicínu

Senzor je zařízení, které měří fyzikální veličiny (tlak, teplotu, intenzitu světla a další) a převádí je na signál, který lze uložit a analyzovat. [16] Textilní senzor tedy představuje rozhraní mezi uživatelem a elektronickým systémem a vytváří přeměnu fyziologických signálů nebo signálů z okolního prostředí na elektrické signály, což je znázorněno na

obrázku 2.3. [9] Tyto signály lze získat pomocí specifických vlastností inteligentních materiálů, které mohou být vloženy do textilních struktur. Již existuje několik aplikací smart textilií, ať už jako prototypy nebo komerční produkty, které jsou používány za účelem získání údajů o fyziologickém stavu pacienta. [17] Následující tabulka 2.I poskytuje přehled o textilních sensorových aplikacích klasifikovaných podle typu získaných dat týkající se fyziologických parametrů, včetně životních funkcí lidského těla.



Obr. 2.3 Rozhraní mezi uživatelem a elektronickým systémem (překresleno z [9]).

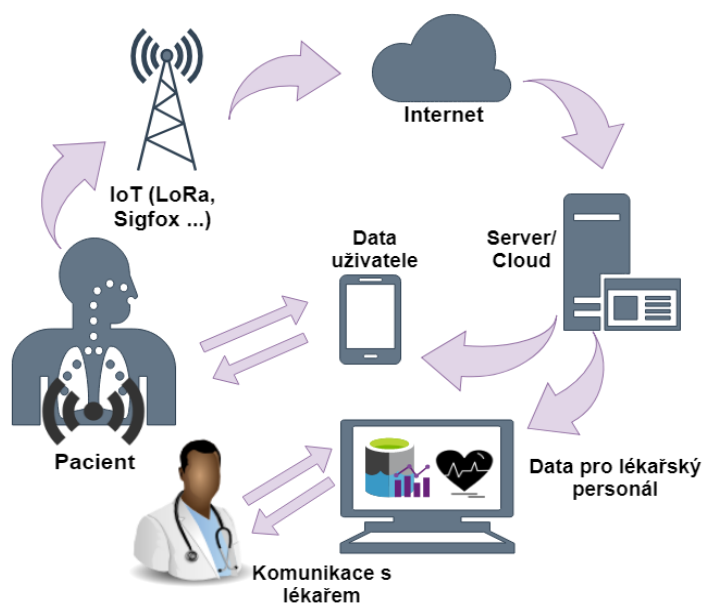
Tab. 2.I Fyziologické signály/parametry a možnosti jejich měření pomocí textilních senzorů.

Fyziologický signál/ parametr	Textilní senzor	Zdroj signálu/ parametru
➤ Srdeční aktivita	Pletené/vyšívané elektrody	Elektrická aktivita srdce
➤ Svalová aktivita	Pletené/vyšívané elektrody	Elektrická aktivita svalů
➤ Teplota	Termočlánek/termistor	Teplota těla
➤ Pohyby kloubů	Piezorezistivní senzory, akcelerometr, gyroskop, optická vlákna	Kinematika těla
➤ Otoky	Tenzometr	Hromadění tekutin (změna objemu)
➤ Saturace krve kyslíkem	Optické senzory	Absorpce světla hemoglobinu v krvi
➤ Dýchání	Piezorezistivní senzory, respirační induktivní a impedanční pletysmografie...	Expanze a kontrakce hrudníku během dýchání

2.3 IoT technologie a telemedicína

Internet věcí (IoT) je síť fyzických zařízení a dalších položek, zabudovaných do elektroniky, softwaru, senzorů a síťového připojení umožňující těmto objektům shromažďovat a vyměňovat data. [18] Zařízení jsou připojena jak k internetu, tak k sobě prostřednictvím heterogenních přístupových sítí. [19] V Česku existuje několik možností připojení IoT

zařízení na internet jako například: Bluetooth Low Energy (BLE), ZigBee, Z-Wave a NarrowBand Iot, Sigfox a LoRa. [20] IoT je nová technologie, která vnáší do telemedicíny hlubší komunikaci a interakci mezi pacienty a vzdálenými specialisty. [21] Stávající systémy využívané k monitorování zdravotního stavu pacienta jsou časově náročné a nepohodlné pro všechny zúčastněné strany. Tím vzniká poptávka po lékařských zařízeních, které by byly efektivnější, a tím by se snížil tlak na nemocnice a poskytovatele zdravotní péče. Výsledkem by byla vyšší kvalita zdravotní péče. [22] Na obrázku 2.4 je znázorněna architektura telemedicínského systému využívajícího IoT technologii.



Obr. 2.4 Architektura telemedicínského a IoT systému.

Zařízení IoT shromažďuje a přenáší zdravotní data: krevní tlak, hladiny kyslíku a cukru v krvi, hmotnost a EKG. Tato data jsou uložena v cloudu/na serveru a mohou být sdílena s oprávněnou osobou, kterou by mohl být lékař, pojišťovna, zúčastněná zdravotnická firma nebo externí poradce. Ti mají následně umožněno prohlížet shromážděná data bez ohledu na to, kde se nachází, čas nebo zařízení. [23]

2.4 Bezpečnost dat a telemedicína

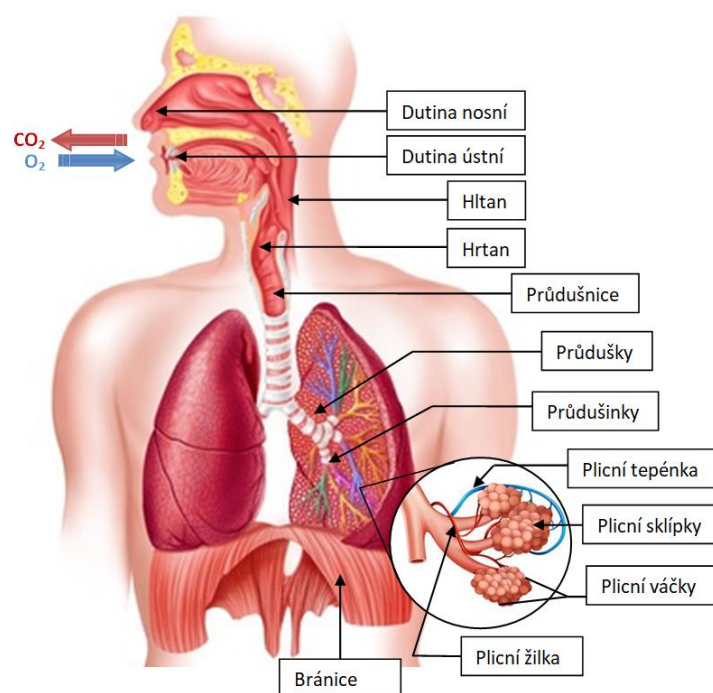
Bezpečnost a důvěrnost pacientů patří mezi nejvýznamnější výzvy mobilních a vzdálených monitorovacích systémů, kde dochází k nepřetržitému přenosu dat o pacientech. [24] Zdravotní záznamy pacienta obsahují velmi citlivé informace, které by neměly být zpřístupněny neoprávněným osobám, a mělo by být ochráněno soukromí pacientů. Zároveň by informace o pacientovi měly být snadno dostupné kdykoli, a to pouze ze strany oprávněných uživatelů. [25] V ideálním případě by měla být data při přenosu zašifrována, aby se minimalizovalo riziko zneužití dat třetí osobou.

3 Dýchací soustava

Předtím, než budou popsány principy systémů pro monitorování dechové frekvence, je vhodné zaměřit se na dýchací soustavu z funkčního hlediska. Tato kapitola popisuje základy anatomie a fyziologie dýchacího systému.

3.1 Dýchací cesty – stavba a funkce

Dýchací soustava se skládá z nosní dutiny (caveum nasi), na kterou navazuje hltan (pharynx). Dále následuje hrtan (larynx), který je spojený s průdušnicí (tracheou). Průdušnice se rozděluje na dvě průdušky (bronchi). Každá průduška se dále dělí na průdušinky (bronchioly), které se v plicích rozvětvují a jsou zakončeny plicními váčky. Struktura plicních váčků je tvořena plicními sklípky zvanými alveoly, které jsou obklopeny plicními kapiláry. [26] Následující obrázek 3.1 názorně zobrazuje stavbu dýchací soustavy.



Obr. 3.1 Dýchací soustava.

Primární funkcí dýchací soustavy je výměna plynů mezi plicemi a zevním prostředím. Kyslík (který je potřebný k funkci buněk) je z vnějšího prostředí přenášen do krevního oběhu, zatímco oxid uhličitý (odpadní produkt buněčné funkce) je vypuzován do prostředí vnějšího. [26] Tento jev je označován pod pojmem plicní ventilace. Dalšími funkcemi dýchací soustavy jsou udržení stálého pH krve, čichové a řečové funkce a schopnost částečné termoregulace těla a vody v těle. [27]

3.2 Plicní ventilace

Plicní ventilace probíhá při každém nádechu a výdechu a má dvě fáze. První fáze se nazývá inspirium neboli nádech a následující fáze známá pod pojmem expirium neboli výdech. Celý děj je zahájen průchodem kyslíku nosní nebo ústní dutinou, který následně putuje do hrtanu a pokračuje dále přes průdušnici a průdušky až do průdušinek. Kyslík (O_2) putuje přes plicní váčky do plicních sklípků (alveol). Zde přes membránu mezi alveoly a kapiláry probíhá výměna plynů. Ta je zapříčiněna přechodem kyslíku z alveolů do plicních kapilár a obráceným přechodem oxidu uhličitého (CO_2) z plicních kapilár do alveolů. Po výměně těchto plynů dojde k výdechu, kde vydechovaný plyn obsahující CO_2 putuje zpět přes průduškové cesty nosem nebo ústy do vnějšího prostředí. [26] Tyto procesy výměny dýchacího plynu mezi krví a plicemi se nazývají zevní respirace (dýchání). Druhým typem dýchání je vnitřní respirace, která probíhá v tkáních. Zde dochází k okysličení buněk jednotlivých tkání. [27] Tento děj je způsoben pohyby hrudníku. Přestože jsou hrudník a plíce v těsné blízkosti, je mezi nimi prostor vyplněn pleurální tekutinou. Molekuly této tekutiny vytváří přitažlivé síly, které působí mezi hrudní stěnou a plicemi. Vlivem těchto sil je změna objemu hrudníku doprovázena odpovídající změnou objemu plic. [28] Tyto změny objemu hrudníku vzniklé aktivitou dýchacích svalů zajišťují výměnu dýchacích plynů mezi vnějším prostředím a alveoly. [27]; [28]

3.3 Dýchací svaly

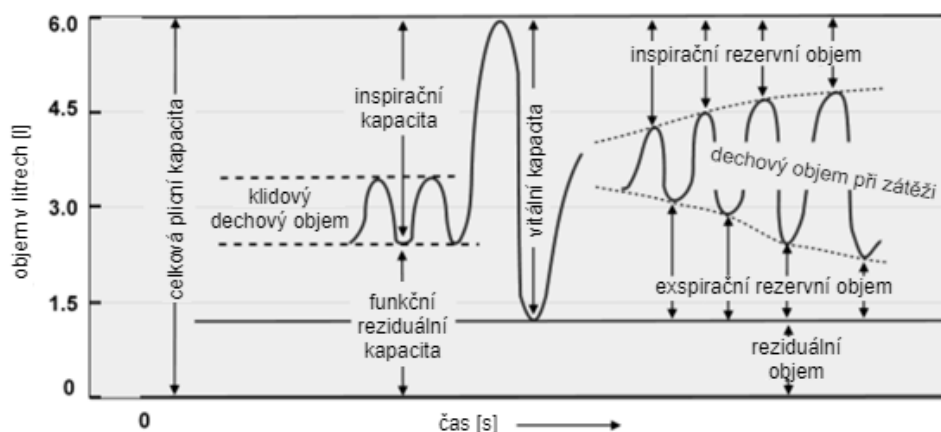
Svaly, které aktivují změny objemu hrudníku, se dělí na hlavní a pomocné. Hlavní svaly jsou využívány při klidovém dýchání. Pomocné dýchací svaly se zapojují při usilovném dýchání. [27] Dále se dýchací svaly rozdělují na svaly nádechové a výdechové. Svaly nádechové (inspirační) jsou svaly zvětšující objem hrudníku. Do této skupiny svalů patří bránice a zevní mezižeberní svaly, což jsou hlavní inspirační svaly a dále pomocné inspirační svaly, kterými jsou skupina skalenových svalů (musculus scaleni), zdvihač hlavy (musculus sternocleidomastideus) pilovitý sval (musculus serrati) a prsní sval (musculus pectorales). Hlavní svaly výdechové (expirační) zmenšují objem hrudníku relaxací bránice a zevních mezižeberních svalů. Pomocné expirační svaly zapojené při usilovném výdechu jsou svaly břišní stěny a vnitřní mezižeberní svaly. [28]

3.4 Plicní objemy a typy dýchání

V této podkapitole je představen přehled hlavních ukazatelů, které se využívají pro zjišťování základních funkcí dýchací soustavy a jsou zobrazeny v tabulce 3.I. Na následujícím obrázku 3.2 je znázorněno schéma plicních objemů.

Tab. 3.I Nejčastěji používané ukazatele plicní funkce a jejich hodnoty. [29]

Název	Zkratka	Popis	Hodnota
➤ Dechový objem	TV, V_T	objem vdechnutý a vydechnutý při klidovém dýchání	0,5 l
➤ Inspirační rezervní objem	IRV	objem maximálního usilovného nádechu	3,3 l
➤ Expirační rezervní objem	ERV	objem vydechnutý po klidovém výdechu.	1 l
➤ Reziduální objem	RV	objem zůstávající v plicích i po maximálním výdechu	1,2 l
➤ Inspirační kapacita	IC	objem maximálně vdechnutého vzduchu po klidovém výdechu	3,8 l
➤ Funkční reziduální kapacita	FRC	zahrnuje reziduální objem a výdechový rezervní objem	2,2 l
➤ Vitální kapacita	VC	objem výdechu následující po maximálním vdechu	4,8 l
➤ Celková plicní kapacita	TLC	zahrnuje všechny objemy	6 l
➤ Funkční reziduální kapacita	FRC	objem vzduchu obsažený v plicích po klidovém výdechu	2,4 l



Obr. 3.2 Schéma plicních objemů (převzato z [30]).

Dýchání lze rozdělit v důsledku používání různých dýchacích svalů na hrudní (častější u žen) a břišní (častěji u mužů). Dále lze dýchání dělit dle typu dechu. Normální klidová dýchací frekvence je 15-20 dechů/min a takové dýchání se nazývá eupnoe. [31] Bradypnoe je zpomalené dýchání a naopak zrychlené dýchání se nazývá tachypnoe. Hyperpnoe je označení pro prohloubené dýchání. Pocit dechové nedostatečnosti se nazývá dyspnoe a výraz pro dočasnou zástavu dechu je apnoe. [30]

4 Metody pro monitorování dechové frekvence

Dechová frekvence je jedním z hlavních fyziologických ukazatelů, a proto je důležité tento parametr sledovat. [32] Existuje několik metod pro měření respirace (dechu). Metody lze je rozdělit na přímé a nepřímé. Nepřímé měření je realizováno přes pohyby hrudníku nebo změny elektrické impedance. Standardem je však přímé měření průtoku vydechovaného a vdechovaného vzduchu. [33] U těchto systémů je snímací část umístěna v oblasti úst či nosu, kde dochází k průtoku plynu (vdechování O_2 a vydechování CO_2). V této kapitole je uveden přehled různých přístupů monitorování dechové frekvence u klasických konvenčních systémů. Dále jsou zde zhodnoceny jejich výhody a nevýhody a možnost integrace těchto systémů do textilu. V poslední části jsou představeny smart textilní technologie určené pro monitorování dechové frekvence.

4.1 Konvenční systémy

Konvenční systémy pro monitorování dechové frekvence jsou obvykle založeny na snímání jednoho z následujících parametrů: proudění vzduchu dýcháním, hrudní nebo břišní pohyby související s dýcháním. Dechová frekvence může být také odvozena z elektrokardiogramu (EKG). [32] V následujících podkapitolách jsou tyto systémy popsány.

4.1.1 Spirometrie

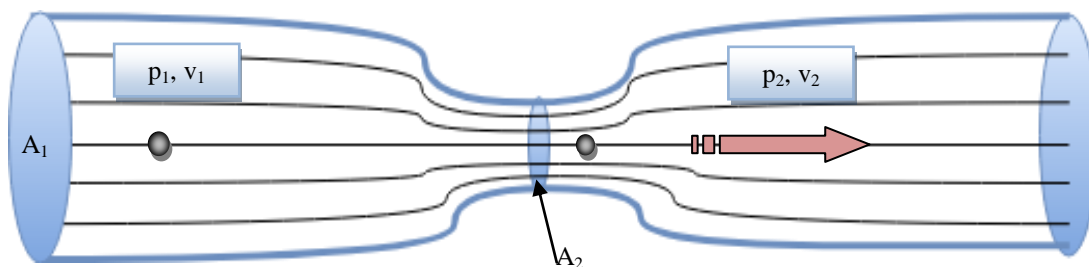
Spirometrie je fyziologický test, který měří, jak jednotlivec vdechuje nebo vydechuje objem vzduchu v závislosti na čase. Primární signál naměřený ve spirometrii může být objem nebo průtok vzduchu. [34] Spirometrie se provádí spirometry, což jsou neinvazivní diagnostické přístroje umožňující jednoduché vyšetření plicní funkce. Využívají se například v případě onemocnění dýchacích cest a plic, jako je astma nebo chronická obstrukční bronchitida. Spirometry měří míru průtoku dýchacích cest, z čehož se odvodí nadechovaný a vydechovaný dýchací objem (inspirační a expirační objem plic). [35] Následně jsou naměřené hodnoty zaneseny do spirogramu neboli spirometrické křivky, což je graf, který vyjadřuje závislost změny objemu na čase v souřadnicovém systému. Spirometry se rozdělují podle technologie měření na pneumotachografy, turbínové spirometry a ultrazvukové spirometry. [36] V následujících bodech jsou tyto systémy představeny.

- **Pneumotachograf s diferenčním senzorem tlaku**

Pneumotachografy měří na principu Venturiho efektu, což je fyzikální jev, při kterém dochází ke zvýšení rychlosti proudící kapaliny/plynu (tekutiny). V místě zúžení průřezu nádoby, ve které proudí vzduch, dochází ke snížení tlaku, a to zapříčiňuje zvýšení rychlosti tekutiny. [36] Principu fungování Venturiho průtokoměru vychází z Bernoulliho rovnice. Ideální forma Bernoulliho rovnice (4.1) popisuje vztah mezi rychlostí a tlakem: [37]

$$p_1 - p_2 = \frac{\rho}{2}(v_2^2 - v_1^2), \quad (4.1)$$

kde p je tlak, ρ je hustota tekutiny a v je rychlost. Z výše uvedené rovnice je zřejmé, že v případě poklesu tlaku se rychlost zvyšuje a naopak. [37] Na následujícím obrázku 4.1 je znázorněn princip Venturiho efektu. Tekutina vstupuje do Venturiho trubice na místě s průřezovou plochou A_1 , tlakem p_1 a rychlostí v_1 . Poté tekutina prochází do hrdla Venturiho trubice s odlišnou průřezovou plochou A_2 , která je menší než A_1 . Je-li plocha v místě A_2 menší než A_1 , musí tekutina cestovat rychleji, aby udržovala stejný objemový průtok. Toto zvýšení rychlosti vede k poklesu tlaku, jak již bylo zmíněno v rovnici (4.1). [38]



Obr. 4.1 Venturiho princip (překresleno z[38]).

Jelikož je známá geometrie průřezu A_1 a A_2 a tlak p_1 a p_2 na dvou místech, tak lze vypočítat rychlost proudící tekutiny. Pokud je známá rychlost kapaliny a její hustota, tak je možné vypočítat průtok dle následujících rovnic (4.2) a (4.3). [38]

$$Q = \frac{dv}{dt} \quad (4.2)$$

$$Q = A_1 \sqrt{\frac{2}{\rho} \cdot \frac{(p_1 - p_2)}{\frac{A_1^2}{A_2} - 1}} = A_2 \sqrt{\frac{2}{\rho} \cdot \frac{(p_1 - p_2)}{1 - \frac{A_1^2}{A_2}}} \quad (4.3)$$

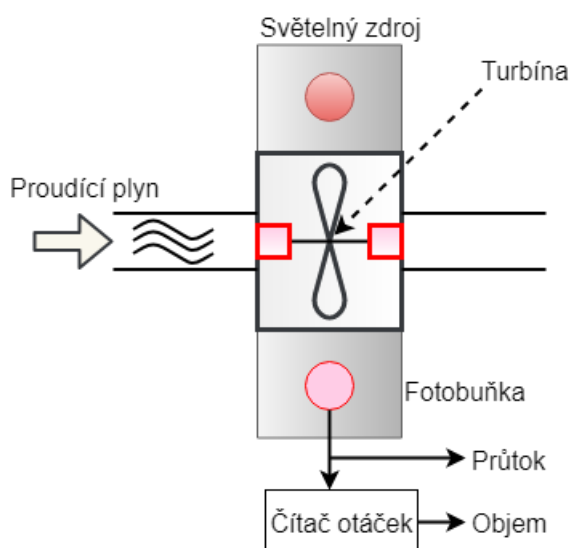
Pneumotachograf tedy měří změnu tlaku proudícího vzduchu před a za překážkou, na které je závislá rychlost. Existují dva typy pneumotachografů. První typ funguje dle Lillyova principu a využívá membránu z několika jemných kovových sítěk. Zde dochází k měření změny tlaku před membránou a za ní. Druhý je Fleischův princip, který spočívá v paralelním uložení kapilárních trubiček, tedy ve směru průtoku plynu. Toto uspořádání zvyšuje odpor proudění. Měření se zde provádí opět před a za sestavou. [39]

- **Ultrazvukové spirometry**

Průtok lze také měřit pomocí ultrazvukových vln a Dopplerova efektu, který popisuje změnu frekvence a vlnové délky přijímaného signálu oproti vysílanému signálu. Frekvence je změněna z důvodu nenulové vzájemné rychlosti vysílače a přijímače. [36]

- **Turbínové spirometry**

Turbínové spirometry pracují na principu měření otáček turbíny roztočené vydechovaným vzduchem. Čím vyšší je výdechová rychlost, tím rychleji se turbína otáčí. Infračervený detektor detekuje rychlost, při které je světlo z infračerveného zdroje přerušeno průchodem turbíny. [36] Následně je vyhodnocen počet otáček řídicím prvkem. [39] Na obrázku 4.2 je zobrazen princip turbínového spirometru.

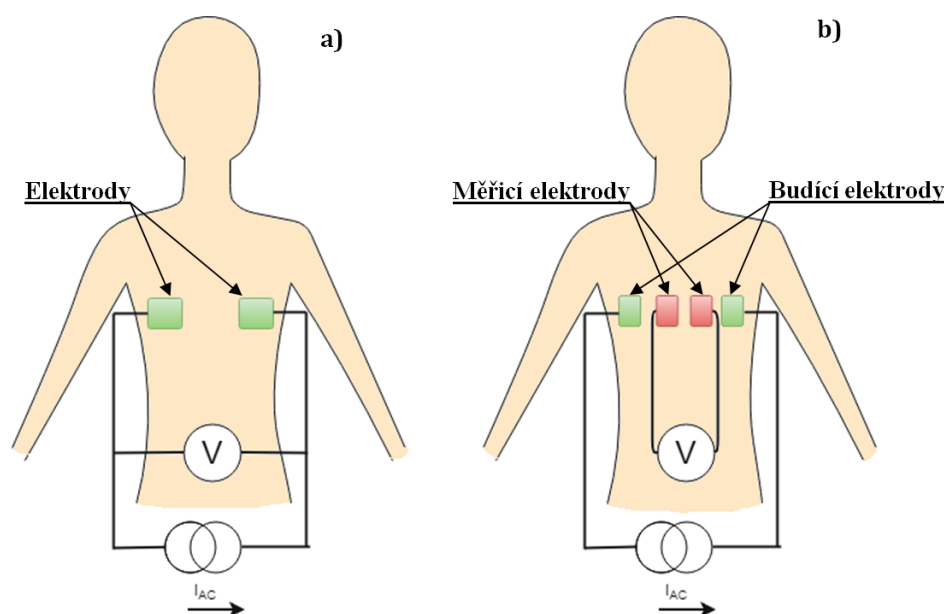


Obr. 4.2 Schematické zobrazení funkčního principu turbínového pneumotachografu (překresleno z [39]).

4.1.2 Pletysmografie

- *Impedanční pletysmografie*

Lidské tělo se dá považovat za relativně špatný vodič elektrického proudu, jelikož má poměrně vysokou impedanci. Dýcháním mění tělo svůj průřez, čímž dochází ke změnám impedance. [40] Díky tomuto jevu je možné monitorovat dýchací frekvenci pomocí impedanční pletysmografie, která je založena na principu měření změn elektrické impedance lidského hrudníku způsobené dýcháním. Systém se skládá buď ze dvou a), nebo čtyř elektrod b), což je znázorněno na obrázku 4.3. [41] Impedance se zvyšuje při zvýšení objemu plic, k čemuž dochází při nádechu pacienta, a tím se dle Ohmova zákona snižuje vodivost.

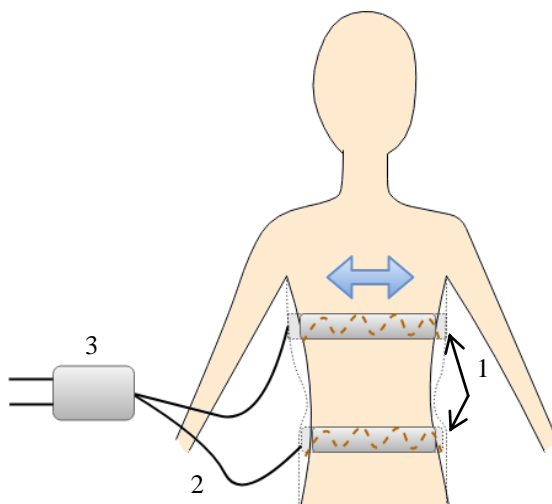


Obr. 4.3 Induktivní pletysmografie a) dvě elektrody b) čtyři elektrody.

V obou případech vstupuje do tkáně malý střídavý proud skrz budící elektrody, což způsobuje rozdíl potenciálu mezi nimi. Tento rozdíl potenciálů souvisí s odporem tkáně mezi snímači napětí nebo měřicími elektrodami. Ekvivalentní odpor je definován jako poměr napěťového rozdílu mezi oběma měřicími elektrodami a proudem, který protéká skrze tkáň. Měření pomocí 4 elektrod, které je zobrazeno na obrázku 4.3 b) je přesnější, jelikož místa vstupu proudu a měření napětí jsou fyzicky oddělena. [41]

- **Respirační induktivní pletysmografie**

Respirační induktivní pletysmografie (RIP) je založena na měření změn indukčnosti, které jsou způsobeny pohyby hrudníku a břicha vlivem dýchání. [42] Na obrázku 4.4 je zobrazen celý RIP systém zahrnující dva pásy (1) hrudní a břišní, které mají v sobě integrované cívky v sinusovém tvaru pro umožnění roztažení a stažení. Dále je zde spojovací sadu vodičů (2) a řídicí modul (3), který se skládá z frekvenčního generátoru, signálního procesoru a A/D převodníku. [40] Princip vychází z Faradayova a Lorenzova zákona. [42] Střídavý proud procházející cívkou integrovanou v pásu vytváří magnetické pole. Dýchání mění plochu průřezu těla sledovaného a tak vytváří změny magnetického pole generovaného pásem a tím změny vlastní indukčnosti cívek a frekvence. [40] Následně je vše převedeno řídicím modulem na digitální formu, takže tvar výsledné dýchací vlny je závislý na změně objemu plic při nádechu. [43]

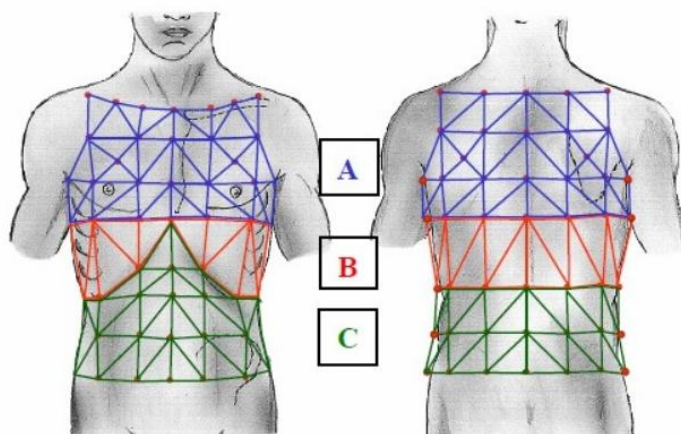


Obr. 4.4 Princip RIP.

- **Opticko-elektronická pletysmografie**

Opticko-elektronická pletysmografie (OEP) je nástroj, který umožňuje vyhodnotit změnu celkového objemu hrudníku a jeho různých oblastí (plicního A), hrudního koše B) a břicha C)), což je znázorněno na následujícím obrázku 4.5. Princip OEP je na bázi optického měření konečného počtu posunutí bodů na vnějším povrchu hrudníku. Tato technika tedy umožňuje rozpoznat rozdíly při stažení a roztažení hrudníku. Metoda OEP je založena na automatickém analyzátoru, který je schopný rozpoznat pohyb pasivních bodů. Tyto body jsou složeny z plastových kuliček o průměru 6 až 10 milimetrů pokrytých

reflexním papírem. [44] Sada vysokorychlostních kamer (60-120 snímků/s) se pak používá k monitorování jak celkového, tak relativního pohybu bodů, který vzniká dýcháním. [45] Tyto kamery jsou synchronizovány s diodami, které vyzařují infračervené světlo. Světelný paprsek infračerveného světla se odráží od každého bodu a je kamerami zachycen. [44] Měření změn objemu se provádí pomocí trojúhelníkové sítě, kde je možné zachytit samostatně různé oblasti hrudníku. Rozdíly dýchacích pohybů v těchto oblastech mohou být využity při posuzování asymetrického dýchání.[45]



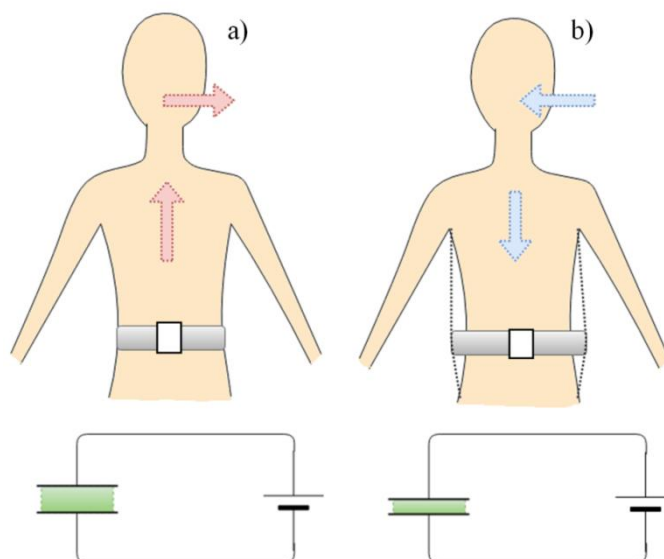
Obr. 4.5 Oblasti měření OEP (převzato z [45]).

4.1.3 Kapacitní tlakový senzor

Tento senzor je integrovaný do pásu a měří dýchací signál v reálném čase. Tlakový senzor pracuje na kapacitním principu. Abychom mohli tento princip popsat, je podstatné uvést následující rovnici (4.4) pro výpočet kapacity C :

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{S}{d}, \quad (4.4)$$

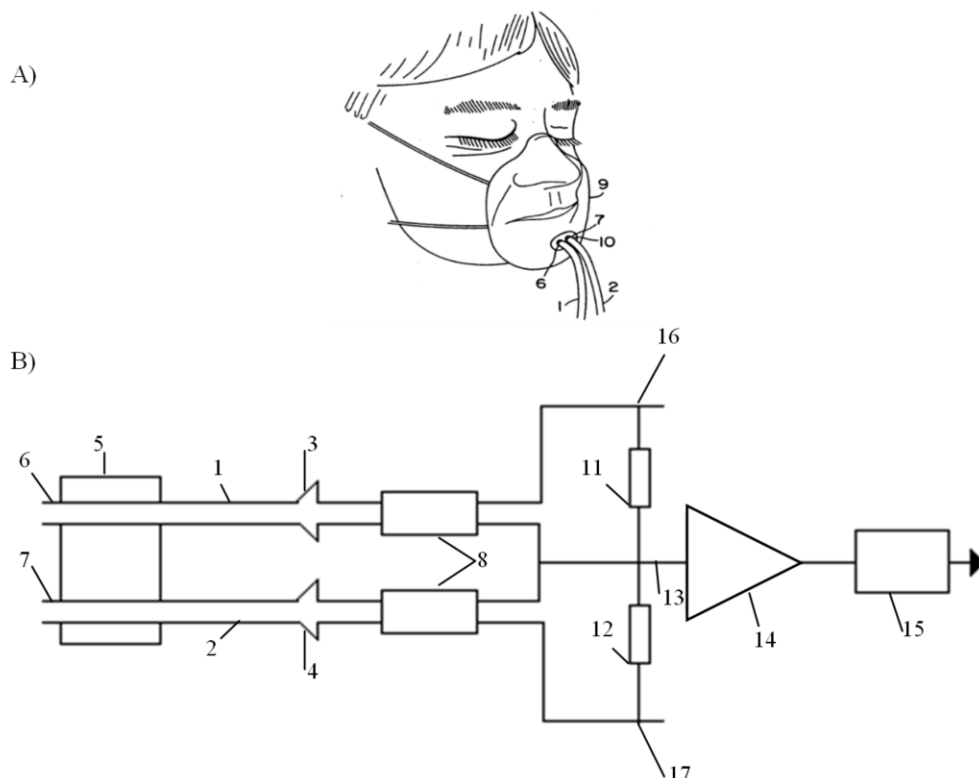
kde ϵ_0 permitivita vakua, ϵ_r je relativní permitivita, S je plocha elektrody a d je vzdálenost mezi elektrodami. Na následujícím obrázku 4.6 je princip tohoto systému znázorněn. Dielektrická vrstva je vyrobena z materiálu Ecoflex, což je polymer s porézní strukturou. Když se sledovaný nadechne, břicho se roztáhne a senzor je stlačen (4.6 b). Během tohoto stavu se elektrody navzájem přiblíží a zvýší se kapacita C . Změna kapacity je také umocněna změnou permitivity. Při nádechu se kromě přiblížení elektrod vytlačí vzduch z dielektrika pórovité struktury, což následně vede ke změně permitivity.[46]



Obr. 4.6 Princip tlakového kapacitního senzoru.

4.1.4 Akustický detektor dýchání

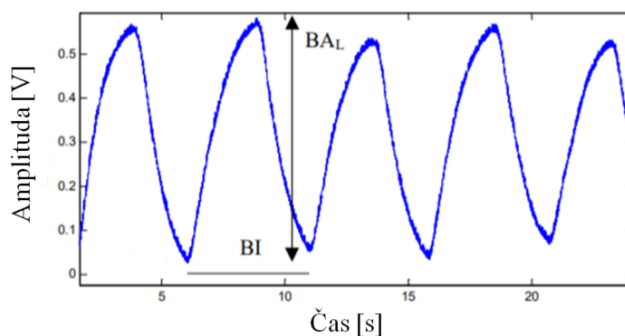
Princip této metody je založen na snímání zvuku dýchacích cest umístěním mikrofonu k dýchacím cestám. [32] Pro příklad lze uvést patent US5195528A, který obsahuje trubicová vedení pro přenos vzduchu, jejichž konce jsou připojeny k mikrofonním prvkům. Mikrofonní prvky jsou v můstkovém obvodu spojeny dvěma vodiči a signálním vodičem. Tím je potlačena citlivost na mechanické a akustické poruchy. Akustický signál je vytvořen prouděním vzduchu způsobeného dýcháním. Na obrázku 4.7 je zobrazen akustický detektor dýchání, kde (1 a 2) jsou válcovitá vedení vzduchu, které je propojené pomocí (3 a 4) s mikrofonními prvky (8). Část (6 a 7) je upevněna pomocí (5), což je realizováno například gumovými pásy svázanými kolem hlavy pacienta. Mikrofonní prvky (8) jsou zapojeny v můstkovém obvodu s napájecími vodiči (17 a 18) a společným vedením (13) vysílajícím signál. Zesilovač (14) s filtrem (15) jsou připojeny k obvodu, čímž se získá signál s požadovanou amplitudou a odolností proti šumu. V můstkovém zapojení mohou být začleněny odporové nebo kapacitní impedance (11, 12) pro kompenzaci individuálních rozdílů citlivosti mikrofonních prvků (8). V praxi je to provedeno tak, že mikrofonní prvky jsou vystaveny stejnému zdroji zvuku a velikost impedancí (11 a 12) se upraví tak, že detektor je citlivý na momentální rozdíl tlaku mezi mikrofonními prvky. Obličejová maska (9) pokrývá ústa i nos pacienta a vdechnutý a vydechnutý vzduch prochází otvorem (10). [47]



Obr. 4.7 A) Obličejová maska, B) schéma akustického detektoru dechu (převzato z [47]).

4.1.5 Termistorové senzory

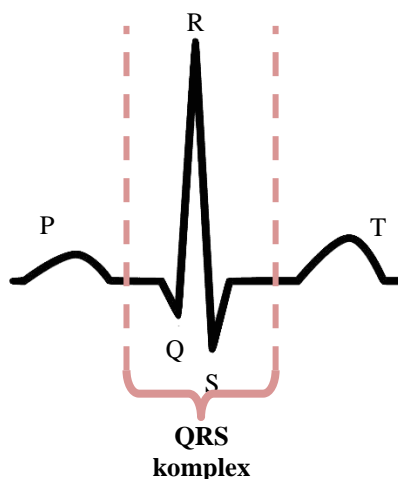
Princip termistorového senzoru je založen na zaznamenávání změn teploty dechu při nádechu (okolní teplota) a výdechu (teplota plic). [48] Termistor je teplotně závislý odpor, který vykazuje změnu odporu úměrnou malým změnám teploty. [49] Měření probíhá před vstupním otvorem do nosní dutiny, kde termistor detekuje změny teplot vlivem dýchání. Senzor je umístěn v můstku s rezistory, které zde slouží jako reference. Obsahuje také diferenciální zesilovač, který zesiluje rozdílový signál. Obrázek 4.8 zobrazuje pět dýchacích cyklů zaznamenaných na jednom kanálu, kde BA_L (left nostril breath amplitude) znázorňuje amplitudu dechu a BI (breath interval) dýchací interval. [48]



Obr. 4.8 Dýchací signál (převzato z [48]).

4.1.6 Elektrokardiogram (EKG) – odvození dýchací frekvence

Tato metoda je založena na skutečnosti, že dýchání má modulující účinek na EKG záznam. V tomto přístupu monitorování dýchací frekvence jsou elektrody EKG připojeny ke sledovanému subjektu za účelem zaznamenání EKG, ze kterého lze odvodit dýchací frekvenci. [32] Tato technika se nazývá EDG (ECG-Derived Respiration) neboli odvození dýchací frekvence z EKG a je založena na procesu známém jako sinusová arytmie, tj. modulace EKG dýchacím procesem. Jelikož při monitorování EKG dochází k pravidelným změnám srdeční frekvence v závislosti na dechu, tak lze předpokládat, že EDR vychází z malých morfologických změn EKG způsobených pohybem srdce vzhledem k elektrodám a změnou objemu plic během dýchacího cyklu. [33] Na následujícím obrázku 4.9 je zobrazena EKG vlna pro následné popsání metody EDG.



Obr. 4.9 EKG vlna.

EKG vlna je označena písmeny P, Q, R, S, T. Vlna P zobrazuje stažení srdeční svaloviny (systolu) v síních a T vlna znázorňuje uvolnění srdeční svaloviny (diastolu) v komorách. QRS komplex zahrnuje vlnu Q, R a S, při kterém dochází k systole srdečních komor, což je nejvyšší pík EKG vlny, který překrývá méně výraznou diastolu síní. [50] V literaturách se objevuje souhrn metod EDR k odvození respiračního signálu z EKG:

- **EKG filtr**

První signál EDR se objevuje z filtrování pásmového signálu EKG v respiračním kmitočtovém pásmu (obvykle 0,2-0,4 Hz). [51]

- R_{ampl}

Dýcháním dochází k pohybu hrudníku, čímž je ovlivněn EKG záznam, protože dochází k pohybu elektrod vzhledem k srdci. Tento efekt generuje změny amplitudy v EKG. Tyto změny se používají k odvození respiračního signálu interpolací mezi amplitudami po sobě následujících vrcholů R vzhledem k základnímu signálu. Odstranění nepotřebného signálu se provádí aplikací 2 mediánových filtrů 200 ms a 600 ms. První filtr odstraňuje QRS komplex a vlny P z EKG signálu, zatímco druhý filtr eliminuje vlny T. [51]

- RS_{ampl}

Další možností je použití S bodů QRS komplexů jako referenci. Tato metoda je založena na amplitudových rozdílech mezi vrcholy R a bodů S odpovídajících QRS komplexů. [51]

4.2 Výhody a nevýhody konvenčních systémů

Přestože je většina z výše zmíněných systémů monitorujících dechovou frekvenci používána v lékařské praxi, existují situace, pro které je jejich použití nedostačující. Lze říci, že poskytují relativně přesné výstupní hodnoty pro analýzu dechu, ale například pro kontinuální měření při každodenní činnosti nejsou komfortní. V následujícím textu jsou diskutovány výhody a nevýhody těchto systémů. Hodnocení je provedeno z pohledu potenciálního zavedení systému do smart textilií.

Spirometr je lékařský přístroj pro kvalitní vyhodnocení průtoku plynu, který poskytuje přesné výsledky plicních objemů. Výhodou tohoto přístroje je, že poskytuje záznam dechu ve formě grafu, který zobrazuje závislost objemu plic na čase. Další výhodou je, že ze spirometru lze odvodit dechová frekvence. Nevýhodou však je jistý nekomfort pro pacienta. Měření probíhá snímáním průtoku plynu z úst. Z tohoto důvodu musí mít pacient po celou dobu měření zacpaný nos a dýchat do spirometru přes náústek, což je značně nepohodlné. Ve většině případů probíhá vyšetření přesnými spirometry v ordinaci lékaře, kdy se jedná o jednorázové vyšetření dýchacích cest a plic. Pro kontinuální sledování pacienta je tedy tato metoda nevhodná. Na druhou stranu existují i spirometry pro domácí užití, ale tyto systémy neposkytují přesná data a mají spíše informativní funkci. Dalším nedostatkem těchto systémů je také to, že spirometry neumí rozpoznat, zda pacient dýchá břišním nebo hrudním dýcháním. Dále je třeba zmínit vysokou pořizovací cenu těchto systémů.

Akustický detektor dechu je další metoda měření dýchání v oblasti obličeje, což opět představuje nekomfortní měření pro sledovaného. Hlavní nevýhodou tohoto systému je rušení měřeného signálu hlukem z okolního prostředí. Jako výhodu lze uvést nízké náklady na údržbu a instalaci. Nevýhodou je, že měření pomocí takového systému vyžaduje bezhlučné prostředí. Tento způsob je vhodný spíše pro informativní účely.

Pro měření průtoku plynu v oblasti úst a nosu je také určený termistorový senzor. Zde jsou opět výhodou nízké pořizovací náklady senzoru. Nevýhodou tohoto systému však je, že při změně teploty v okolním prostředí může dojít k ovlivnění výsledného signálu. Opět je tento senzor vhodný spíše pro informativní měření.

Lze obecně říci, že zmíněné systémy mají jednu společnou nevýhodu. V každém z těchto případů je v oblasti úst nebo nosu hadička s náústkem či s otvory pro průchod vzduchu. Tyto systémy jsou spíše vhodné pro pacienty, kteří jsou v nemocniční péči na lůžku nebo pro vyšetření dýchacího systému v ordinaci.

Následující hodnocené systémy snímají pohyby vzniklé dýcháním v hrudní nebo břišní oblasti. Mezi tyto systémy lze zařadit respirační induktivní pletysmografii a kapacitní tlakový senzor. Výhodou těchto řešení pro monitorování dechové frekvence je, že v klidovém režimu poskytují relativně přesné záznamy dechové frekvence. Jelikož jsou tyto systémy realizovány ve formě hrudních nebo břišních pásů, tak mohou škrtit sledovaného, různě se po těle posunovat, a tím zkreslovat záznam, což představuje jejich hlavní nevýhodu.

Další systém pro monitor dechu, který snímá pohyby hrudníku a břicha, je opticko-elektronická pletysmografie. Jeho hlavní výhoda spočívá ve využití systému při magnetické rezonanci (MRI). Tento systém neobsahuje elektronické prvky, které mohou rušit obrazový záznam při skenování pacientů. [52] Pro takto řešené měření dechu je nutné využít externí kamery, které přináší nevýhodu tohoto systému, neboť zvyšují pořizovací náklady. Kamery jsou určeny ke snímání reflexních bodů umístěných na těle pacienta. Umístění reflexních bodů je nekomfortní, jelikož se vyskytují v četném množství na těle sledovaného. Tyto body jsou používány pro určování změn poloh hrudníku a břicha, které vznikají dýcháním. Nevýhodou je také fakt, že je nutné monitorovat pacienta v klidové poloze. Vzniklé pohyby způsobují nepřesnosti měření.






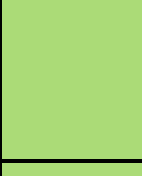

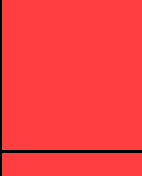
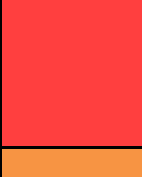

Odvození dechové frekvence z EKG a impedanční pletysmografie jsou metody pro monitorování dechu, které mají společnou nevýhodu. K měření se využívají nejčastěji jednorázové Ag/AgCl foamové elektrody, k jejichž aktivaci je nutné zajistit kontakt mezi elektrodou a pokožkou. Toho se v konvenčních řešeních docílí použitím elektricky vodivého gelu. Častokrát jsou již jednorázové elektrody opatřeny tuhým gelem. Tyto gely však nejsou vhodné pro dlouhodobé použití, neboť po určité době podráždí pokožku a rovněž také vysychají. Další nevýhodou je, že jednorázové elektrody mají krátkou životnost.

EKG je určené zejména pro zjišťování srdeční aktivity. Pro poskytnutí záznamu dechové frekvence z EKG je využívána filtrace nežádoucího signálu a zesílení signálu, který reprezentuje průběh dechu. U tohoto systému může docházet k rušení, nedokonalé filtraci signálu, a tím k nepřesnostem záznamu dechového průběhu. Takto řešené monitorování dechu je možné realizovat pouze v klidu, neboť pohybem by také mohly vznikat nepřesnosti měřeného signálu. Hlavními nevýhodami EKG je vysoká pořizovací cena a nevhodnost pro domácí péči, jelikož je EKG určené pro monitorování pacientů pouze v nemocnicích a ordinacích.

4.3 Možnosti integrace do textilu

I přestože má Spirometrie nejpresnější záznamy dechů, pro integraci do textilu není vhodná stejně jako akustický detektor a termistorový senzor, a to z důvodu umístění senzoru v oblasti úst a nosu. Pro integraci do textilu jsou vhodnější systémy, které reagují na pohyby hrudníku a břicha vlivem dýchání, či na změnu tělesného objemu v této oblasti. Z tohoto důvodu jsou nejvhodnější respirační induktivní pletysmografie, opticko-elektronická pletysmografie a kapacitní tlakový senzor, které jsou v konvenčním řešení ve formě hrudních pásů a dají se snadno aplikovat do textilní podoby. Dále jsou pro tyto účely relativně vhodné impedanční pletysmografie a EKG – odvození dýchací frekvence. U těchto systémů je oproti předešlým problém s kontaktováním textilních elektrod na pokožce pacienta. Řešení tohoto nedostatku je stále ve fázi vývoje v oblasti smart textilií a telemedicíny. V následující tabulce 4.I jsou shrnuty zjištěné informace a dále je uvedena pomocí semaforové metody schopnost integrace systému do textilu. Zelená barva značí nejlepší řešení, oranžová barva představuje dobré řešení s určitými nedostatky a červená barva reprezentuje nevhodné řešení.

Tab. 4.I Shrnutí systémů monitorujících dechovou frekvenci.

Název systému			Integrace do textilu
➤ Spirometrie	Přesnost měření Průběh dechové frekvence	Měření v oblasti obličeje Nekomfortní Cena Nevhodné pro dlouhodobé měření Použití v klinickém prostředí	
➤ Pletysmografie (impedanční)	Přesnost měření v klidovém režimu	Nekomfortní - hrudní/břišní pás Kontaktování elektrod Nepřesné vlivem pohybu	
➤ Pletysmografie (respirační induktivní)	Přesnost měření Komerčně dostupné	Nekomfortní - hrudní/břišní pás	
➤ Pletysmografie (opticko - elektronická)	Možnost měření asymetrického dechu Odolnost vůči elektromagnetickému rušení	Nekomfortní Velké množství bodů na těle Nepřesné vlivem pohybu Potřeba externí kamery	
➤ Kapacitní tlakový senzor	Přesné měření v klidovém režimu	Nekomfortní - hrudní/břišní pás	
➤ Akustický detektor dýchání	Nízké náklady na instalaci a údržbu	Měření v oblasti obličeje Omezení okolními zvuky v prostředí	
➤ Termistorové senzory	Nízká pořizovací cena	Měření v oblasti obličeje Vliv teploty z okolního prostředí	
➤ EKG – odvození dýchací frekvence	Přesnost měření v klidovém režimu	Upevnění a kontaktování Odečítání hodnot Nekomfortní Cena Použití v klinickém prostředí	



- vhodné



- méně vhodné



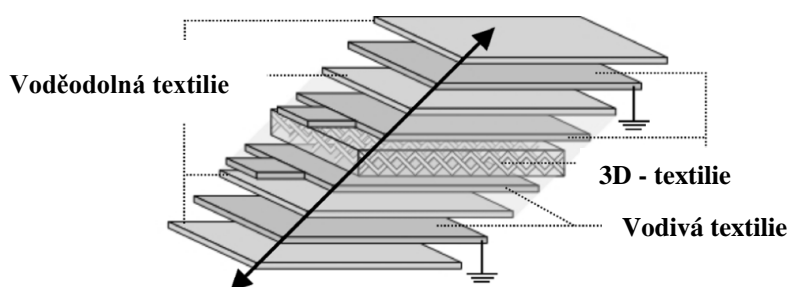
- nevhodné

4.4 Smart textilní systémy

V odborné literatuře se objevují různá řešení monitorování dechové frekvence realizovaná smart textiliemi. Oproti konvenčním způsobům se smart textilie zaměřují hlavně na komfort sledovaného. Je snahou vyhnout se nepohodlným zařízením, která omezují při běžných činnostech. Proto je integrace elektroniky do textilu vhodným řešením pro monitorování dechové frekvence. V této kapitole je představen přehled studií, které se zabývají problematikou monitorování dýchací frekvence pomocí smart textilií.

4.4.1 Textilní kapacitní senzor

Technologie je obdobná jako u konvenčního kapacitního tlakového senzoru, kde senzor je založen na principu deskového kondenzátoru. Dvěma protilehlými vodivými textiliemi se vytvoří kapacitní oblast. Uvnitř senzoru je umístěna 3D pletenina představující sensorové jádro. V horní a dolní části 3D textilu jsou vodivé tkaniny, které tvoří elektrody deskového kondenzátoru. 3D textilie se skládá ze dvou krycích vrstev oddělených textilními vlákny. Konstrukce tohoto senzoru je znázorněna na obrázku 4.10. Síla vyvíjená na takto vytvořený senzor způsobí změnu tloušťky d 3D textilie. Tato deformace je měřena jako změna kapacity C podle rovnice (4.4). Umístění senzorů je v hrudním a břišním pásu a jsou celkem čtyři. Tři v hrudní oblasti a jeden v oblasti břišní. [53]



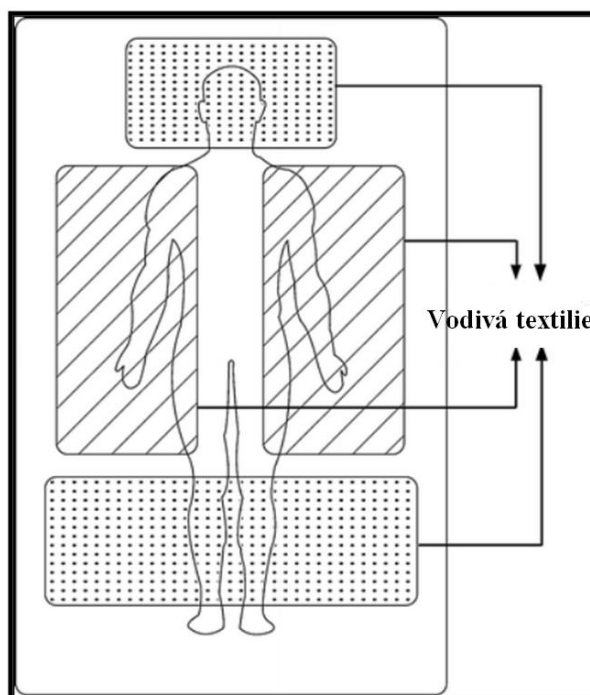
Obr. 4.10 Konstrukce textilního kapacitního senzoru (převzato z [53]).

4.4.2 Textilní elektrody pro EKG – odvození dýchací frekvence

Existuje mnoho výzkumů, které se zaměřují na vytvoření smart textilního trička, které monitoruje EKG. Například na univerzitě RWTH Aachen v Německu bylo vyvinuto 12-ti svodové EKG tričko, které monitoruje EKG pomocí aktivních textilních elektrod. [54]

Ústav biomedicínského inženýrství na Univerzitě Yonsei v Jižní Korei představil studii, kde se měří EKG pomocí dvou textilních elektrod, a kde lze odečíst EDR signál ze získaného

EKG záznamu. Tyto elektrody z vodivé stříbrem potažené textilie jsou umístěny na lůžku buď v oblasti polštáře a nohou, nebo na pravém a levém rameni, jak je znázorněno na obrázku 4.11. [55]



Obr. 4.11 Uspořádání vodivých textilií na lůžku (převzato z [55]).

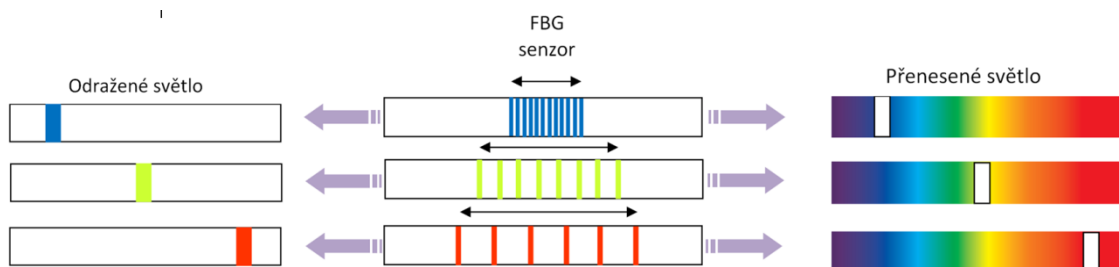
Z naměřeného EKG byla odvozena dechová frekvence pomocí algoritmu, který je v této studii popsán. Celý algoritmus se skládá z předběžného zpracování signálu pro odstranění šumu pomocí pásmového filtru. Dále dochází k detekci R-vln a výpočtu plochy. V každé oblasti QRS komplexu se provede klouzavý průměr a interpolace. Poté následuje odstranění DC signálu a nízké frekvence odvozeného respiračního signálu. [55]

4.4.3 Textilní senzory založeny na optických vláknech

Propojením textilu a optických vláken lze dosáhnout systému pro monitorování dechové frekvence. Optická vlákna v kombinaci se smart textiliemi přináší řadu výhod, jelikož jsou levná, lehká, pružná a jsou schopna měřit hodnoty deformace, například napínání, a to bez jejich poškození. Sensorová optická vlákna integrovaná do textilu mohou být založena na různých principech.

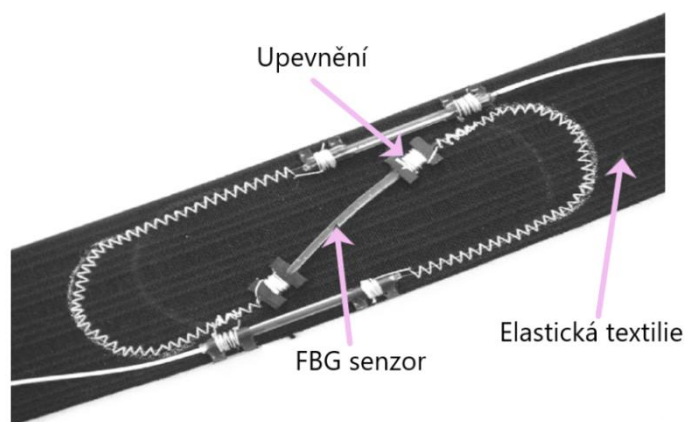
Jedním z nich je Fiber Bragg Grating (FBG) neboli senzor obsahující vlákna s Braggovou mřížkou. Princip FBG je založen na odrazu vlnové délky. Optické vlákno je připojeno ke světelnému zdroji, který typicky emituje světlo v širokém pásmu vlnové délky.

Když se světlo setká s FBG, odráží se úzké spektrum soustředěné kolem specifické vlnové délky nazvané jako Braggova vlnová délka (λ_B), zatímco zbytek světla v přenosovém pásmu prochází mřížkou, což je znázorněno na obrázku 4.12. [56]



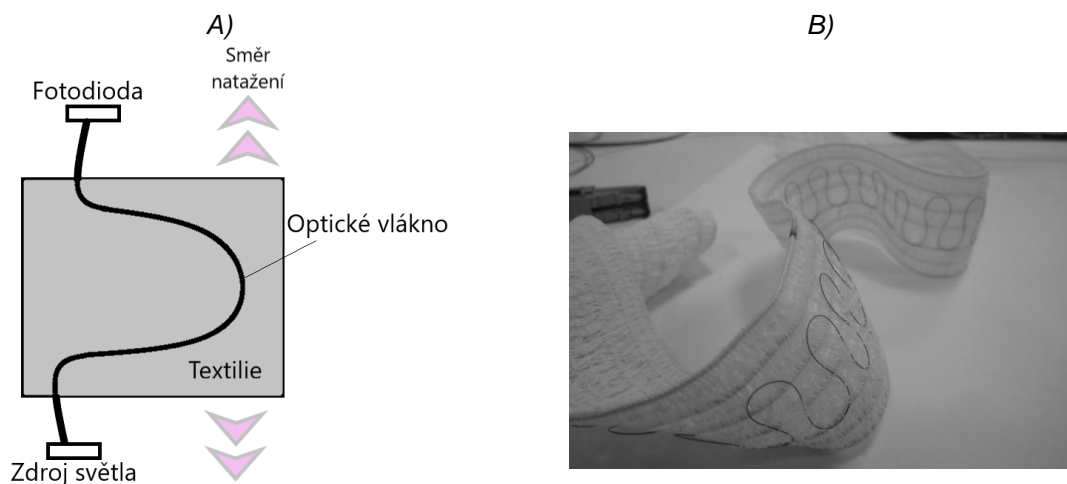
Obr. 4.12 Pracovní princip FBG (překresleno z [57]).

Tento senzor je citlivý na mechanické namáhání, takže jakékoliv napnutí nebo stažení způsobuje změnu Braggovy vlnové délky. Díky možnosti sledovat změny vlnové délky při působení mechanického namáhání, lze tento senzor aplikovat do textilií pro měření dechové frekvence. [57] Textilní senzor pracující na výše zmíněném principu byl vytvořen přišitím optického vlákna s FBG mřížkou přímo na elastickou tkaninu a je znázorněn na následujícím obrázku 4.13. [58]



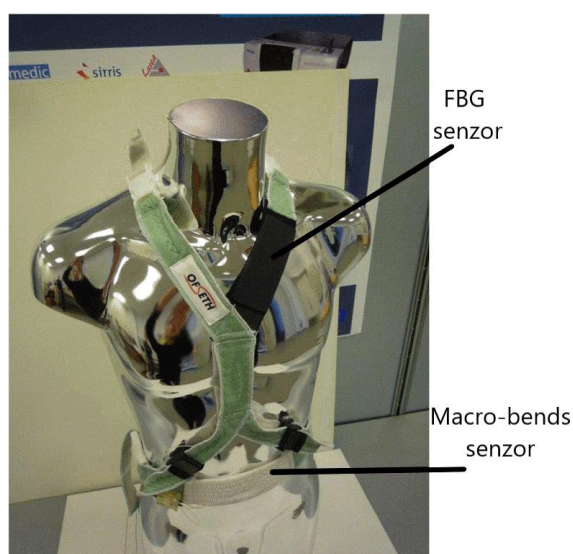
Obr. 4.13 Textilní senzor s FBG optickými vlákny (převzato z [57]).

Další metodou je použití senzorů z optických „macro-bends“ vláken, které jsou založeny na ohybovém účinku optického vlákna. Optické vlákno může být integrované do textilu různými technikami, jako je tkaní, ruční šití nebo háčkování. Pokud se textilní senzor napne, poloměr zakřivení optického vlákna se zvětší, a ztráty vzniklé ohybem se sníží. Lze tedy říci, že změny intenzity optického vlákna na výstupu vznikají vlivem napínání textílie s integrovaným zakřiveným optickým vláknem zobrazeným na obrázku 4.14. [57]



Obr. 4.14 A) Princip optického macro-bends senzoru (překresleno z [57]);
 B) Návrh optického macro-bends senzoru (převzato z [58]).

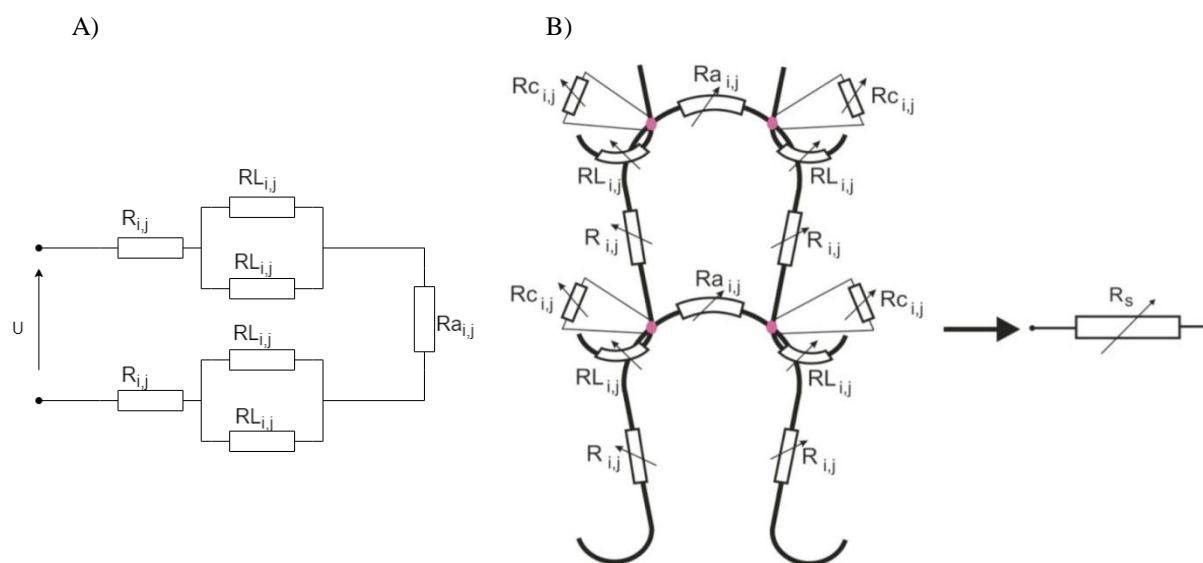
Na základě těchto dvou technik měření dechové frekvence byl v rámci evropského projektu OFSETH vyvinut systém pro kontinuální měření hrudního a břišního dýchacího pohybu. Systém je založen čistě na optických vláknových senzorech využívajících makro-ohybového efektu a na vláknech, které obsahují Braggovy mřížky. Pro monitorování břišního dýchání, kde není potřeba tak vysoká citlivost a dochází k větší změně objemu, byl použit optický senzor macro-bend a pro snímání hrudního dýchacího pohybu byl použit optický senzor založený na Bragg vláknech. Tento systém má velkou výhodu, jelikož je plně kompatibilní s magnetickou rezonancí (MRI) a umožňuje nepřetržité měření respiračního pohybu. Tento systém je pro představu zobrazen na následujícím obrázku 4.15.



Obr. 4.15 Systém OFSETH (převzato z [57]).

4.4.4 Odporový textilní senzor

Vodivá vlákna nebo příze mají senzorké vlastnosti. Zakřivením tohoto vlákna dochází ke změně elektrického odporu R . Tato vodivá vlákna lze вплést do textilní konstrukce, a tím dosáhnout struktury kombinované z bavlněné příze a elektricky vodivé příze s názvem Xsilver. Příze Xsilver se skládá z nevodivé složky (polyester) a obsahuje 20% vodivé složky (stříbro). Schéma zjednodušení elektrických ekvivalentních pletených struktur je uvedeno na obrázku 4.16, kde $R_{a_{i,j}}$ reprezentuje odpor horního oblouku smyčky, $R_{c_{i,j}}$ představuje odpor kontaktních míst mezi vlákny neboli smyčkové uzly, $R_{i,j}$ je označení pro odpor příze tvořící smyčku a $R_{L_{i,j}}$ pro odpor smyčkového propojení. [59]



Obr. 4.16 A) Ekvivalentní elektrické schéma; B) Elektrický model pleteniny (převzato z [60]).

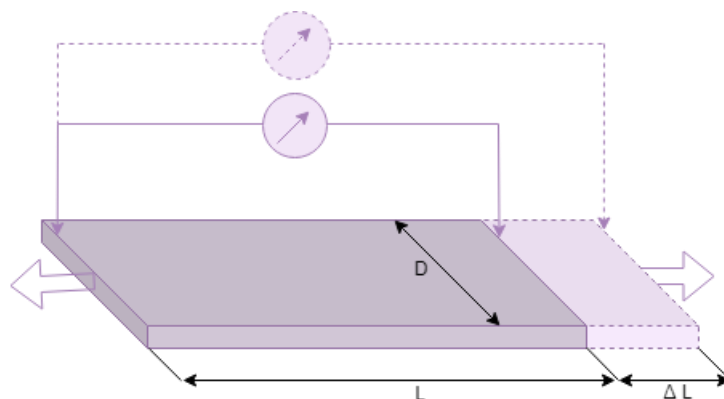
Odpory mezi smyčkovými uzly jsou zapojeny sériově a paralelně. Během dechu je pletený senzor natahován a stahován, takže odpor oblouku smyčky a odpory spojovacích bodů mění své hodnoty. Analýza obvodu pleteného elektrického senzoru je velmi komplikovaná, protože se skládá ze stovek smyček. Náhradní odpor senzoru R_s se mění během dýchání. Odpor senzoru je prvek děliče napětí připojený ke vstupu zesilovače, který je součástí elektronického měřicího systému. Měřicí systém se také skládá z komparátoru, hradlového obvodu a jednominutového časovače. [60]

4.4.5 Textilní tenzometrický senzor

Měřit dechovou frekvenci lze také pomocí tenzometrů, které jsou vyrobené z piezorezistivních materiálů v kombinaci s textilními strukturami. Obecně jsou piezorezistivní senzory používány pro stanovení aplikovaného napínání nebo tlaku na materiál sledováním změny elektrického odporu. Piezorezistivní efekt vychází z vlastnosti materiálu, u kterého dochází ke změně elektrického odporu R v důsledku jeho napínání nebo deformace. Změna odporu ΔR při poměrném prodloužení materiálu $\Delta L/L$, může být vyjádřena z hlediska jeho rezistivity ρ a Poissonova poměru μ jako (4.5): [9]

$$\frac{\Delta R}{R} = (1 + 2\mu) \frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta \rho}{\rho}, \quad (4.5)$$

kde první výraz představuje změnu odporu v důsledku změn v rozměrech jako funkce změny délky $\Delta L/L$ a plochy $2\mu \Delta L/L$ a druhý výraz se týká změny odporu $\Delta \rho/\rho$, v důsledku změn ve struktuře materiálu vyvolaných deformací. [9] Tento jev je zobrazen na následujícím obrázku 4.17.



Obr. 4.17 Mechanismus piezorezistivního senzoru (překresleno z [9]).

V piezorezistivních textilních senzorech mohou být oba výše zmíněné výrazy významné. Důležitá je také charakteristika citlivosti piezorezistivních senzorů G , která je vypočtena jako (4.6): [9]

$$G = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} \quad (4.6)$$

Pro smart textilní aplikace monitorující dechovou frekvenci lze využít vodivé příze, které vykazují piezorezistivní účinky. Při natažení textilie s integrovanými vodivými přízemi dochází ke snížení průřezu vodivých vláken a zvýšení jejich délky L , což způsobuje zvýšení elektrického odporu. [61]

5 Dostupné systémy monitorující dechovou frekvenci na trhu

Tato podkapitola představí dostupné produkty, které monitorují dechovou frekvenci. Na trhu jsou uvedeny různé varianty systémů od hrudních a břišních pásů přes inovativní systémy, až po klasická lékařská zařízení. První podkapitola se bude zabývat konvenčními systémy monitorování dechu. V následující podkapitole budou představeny smart textilní systémy monitorující dechovou frekvenci, které se objevují na trhu.

5.1 Konvenční systémy pro monitorování dechové frekvence

Konvenční lékařské přístroje pro monitorování dechové frekvence nejsou běžně dostupné. Na trhu se však objevuje řada systémů pro domácí péči. Následující přehled nás seznámí s produkty, které se tradičně využívají k monitorování dechové frekvence a jsou dostupné na trhu.

5.1.1 Spirometry

Tato zařízení jsou převážně určena k měření respiračního signálu v nemocničním prostředí. Na trhu se však objevují různé varianty spirometrů, a to od přenosných spirometrů pro domácí užití (Obr. 5.1 A), až po profesionální lékařská zařízení (Obr. 5.1 B)). Ceny těchto produktů se pohybují okolo sta tisíců korun, ale u systémů pro domácí použití cena začíná na 3 000,- Kč.



Obr. 5.1 A) Spirometr MIR Smart One® Peak-Flow a FEV1 metr (převzato z [62]);
B) BTL-08 SPIRO PRO (převzato z [63]).

5.1.2 Hrudní a břišní pásy

Pro měření dechové frekvence se na trhu objevují hrudní nebo břišní pásy, které snímají pohyby vzniklé dýcháním v těchto oblastech pomocí různých technologií. V následujících bodech je představen přehled těchto pásů dostupných na trhu.

- **Respiration Sensor - SA9311M**

Produkt Respiration Sensor je elastický pás, který při roztažení či stažení hrudníku nebo břicha, mění výstupní parametry. [64] Na obrázku 5.2 je tento produkt zobrazen. Cena tohoto produktu se pohybuje okolo 7 000,- Kč.



Obr. 5.2 Respiration Sensor (převzato z [64]).

- **Respiration Monitor Belt**

Tento produkt, zobrazený na obrázku 5.3, je určený k měření hrudního dýchání. Pomocí balónku se pás natlakuje, a následně čidlo tlaku plynu snímá rozpínání hrudního koše. Cena se pohybuje okolo 4 000,- Kč.



Obr. 5.3 Respiration Monitor Belt (převzato z [65]).

- **Jednorázové RIP pásy**

Firma BAREBON nabízí jednorázové pásy pracující na principu respirační inductivní pletysmografie (RIP). Cena tohoto produktu se pohybuje okolo 2 600,- Kč bez vyhodnocovací elektroniky. Na obrázku 5.4 je tento produkt zobrazen. [66]



Obr. 5.4 RIP pás (převzato z [66]).

5.1.3 Termistorové senzory dechu

Termistorové senzory průtoku dýchacího plynu se mohou používat pro detekci apnoe a hypnoe. Snímají průtok vzduchu, který vystupuje a vstupuje do úst nebo nosu vlivem dýchání a měří jeho teplotu. Například společnost TerniMed nabízí termistorový senzor průtoku plynu zobrazený na obrázku 5.5. Cena těchto produktů se pohybuje okolo 3 500,- Kč. [67]



Obr. 5.5 Termistorový senzor průtoku plynu (převzato z [67])

5.1.4 MySignals

MySignals je vývojová platforma pro zdravotnické prostředky a aplikace eHealth. Tato souprava byla speciálně navržena pro sledování pacientů s respiračními poruchami způsobenými alergiemi, které mohou vyvolat astmatický záchvat. Sada pro měření respirace zobrazená na obrázku 5.6, obsahuje softwarovou platformu MySignals se senzory na měření průtoku plynu, saturace krve kyslíkem a obsahuje spirometr s náustky. Cena tohoto setu se na tu pohybuje okolo 27 700,- Kč.



Obr. 5.6 . MySignals vývojový set pro monitorování respirace (převzato z [68]).

5.1.5 Diskrétní bezdrátové nositelné systémy

Na trhu se vyskytují také nositelné senzory, které lze použít pro monitorování dechu. Velkou výhodou je, že tyto systémy zasílají naměřený signál bezdrátově například pomocí

Bluetooth do vyhodnocovací jednotky (mobilního telefonu, počítače a dalších). Následující přehled nás seznámí s těmito diskrétními bezdrátovými systémy.

- ***RespiraSense***

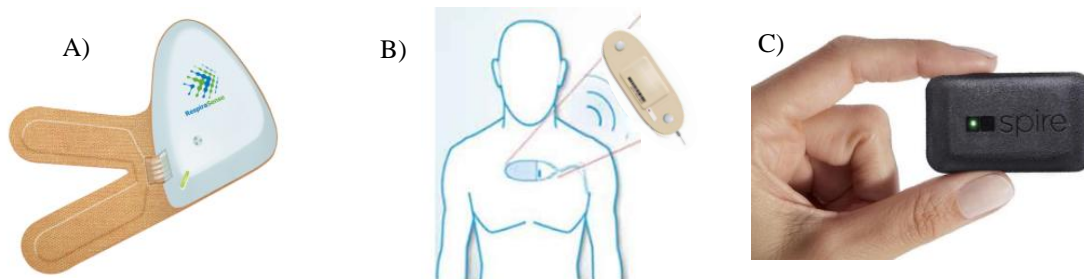
Irská společnost PMD Solution přivedla na trh produkt zvaný RespiraSense zobrazený na (Obr. 5.7 A)). Tento produkt dokáže přesně a kontinuálně monitorovat dechovou frekvenci. Senzor se nalepí na tělo pacienta a měří dechové signály, které jsou následně zaslány do počítače. Pro zobrazení signálu dechové frekvence se využívá software RespiraSense. Tato měření lze snadno a spolehlivě přečíst a zaznamenat. Zároveň zařízení upozorňuje zdravotnický personál v případě, kdy by mohlo dojít k odchýlení naměřeného záznamu od předem stanovených prahových hodnot. [69]

- ***Sensium Vitals***[®]

The Surgical Company (TSC) je nizozemská společnost, která představila inovativní produkt Sensium[®]. Sensium[®] zobrazený na (Obr. 5.7 B)) je diskrétní bezdrátový systém určený pro kontrolu životních funkcí pacientů v nemocnici. Sensium[®] je senzor ve formě lehké a pohodlné náplasti, která se nalepí na hrud' pacienta. Tam přesně a spolehlivě měří srdeční tep a frekvenci dýchání. Při změně monitorovaných parametrů posílá systém oznámení ošetřujícímu personálu. [70]

- ***Spire Health Tag***

Dalším produktem této kategorie je Spire Health Tag zobrazený na (Obr. 5.7 C)) od společnosti spirehealth. Tento systém obsahuje patentovaný senzor dechu, tři osy akcelerometr a senzor pro měření srdeční frekvence. Senzor se nalepí na oblečení (nejlépe horní pás kalhot) a snímá tyto životní funkce. Následně jsou zaznamenané signály poslány do aplikace na mobilní telefon pro následnou kontrolu naměřených signálů. Cena tohoto produktu je 1 130,- Kč. [71]



Obr 5.7 Diskrétní bezdrátové nositelné systémy (převzato z [69];[70];[71]).

5.2 Smart textilní systémy pro monitorování dechové frekvence

Přestože jsou smart textilie pro monitorování životních funkcí, a tím tedy i systémy pro monitorování dechové frekvence, stále ve stádiu vývoje, objevují se na trhu první produkty určené k těmto účelům. Tyto systémy jsou převážně využívány při sportovních aktivitách k poskytování informací o fyzickém výkonu uživatele. Neustálý vývoj nových smart textilních technologií zdokonaluje funkčnost těchto systémů. To vede ke snaze zakomponovat smart textilie do nemocničního prostředí, a tím nahradit nepohodlné přístroje poskytující informace o fyziologických parametrech a zvýšit tak komfort monitorovaných pacientů. Následující přehled nás seznámí se smart textilními systémy obsahující funkce pro monitorování dechové frekvence, které jsou již dostupné na trhu.

5.2.1 RespiBelt

Smart textilním produktem pro monitorování dechové frekvence, který se vyskytuje na trhu je RespiBelt. Tento hrudní pás obsahuje textilní senzor, který je vyroben vpletením nitě z nerezové oceli do textilního substrátu Lycra[®]. [72] Na obrázku 5.8 A) je zobrazen výsledný komerční produkt, jehož cena se pohybuje okolo 1 800,- Kč. [73]

5.2.2 Hexoskin

Kanadská společnost Hexoskin uvedla na trh smart textilní triko, které má v sobě integrované flexibilní senzory. [74] Tyto senzory jsou všité do tkaniny a jsou schopny zaznamenávat pohyby uživatele a snímat jeho srdeční a dechovou frekvenci. Monitorování dechu je realizováno senzorem ve formě břišního a hrudního pásu všitého do trika. Analýzou údajů o hrudním a břišním dýchání uživatele lze vypočítat počet dechů za minutu a objem spotřebovaného vzduchu. Pomocí technologie Bluetooth lze naměřené signály sledovat vzdáleně z aplikace v mobilním telefonu či počítači. Hexoskin byl původně vyvinut pro sportovce. [75] V současné době však roste zájem o jeho využití v klinickém prostředí. Cena tohoto produktu zobrazeného na obrázku 5.8 B)) je 11 500,- Kč. [74]



Obr. 5.8 A) RespiBelt (převzato z [73]; .B) Hexoskin (překresleno z [76]).

5.2.3 LifeShirt™

Firma VivoMetrics představila produkt Lifeshirt™, což je vesta s integrovanými senzory, které mají schopnost monitorovat řadu fyziologických parametrů včetně dýchání, srdeční frekvence, saturace krve kyslíkem a motorické aktivity. Dýchání se měří pomocí respirační indukční pletysmografie (RIP), což je technika, která zaznamenává pohyb hrudníku a břicha. [77] Tento produkt je zobrazen na obrázku 5.9 A).

5.2.4 Smartex WWS

Wearable Wellness System (WWS) zobrazený na obrázku 5.9 B) je produkt italské společnosti Smatex. Tento oděv je určen pro monitorování srdeční aktivity, respiračního signálu a pohybů těla. Senzory pro monitorování EKG a dechové frekvence jsou vyrobeny z vláken, která jsou přímo tkaná během výrobního procesu a jsou plně integrována do oděvu. Pohyby jsou sledovány pomocí akcelerometru. [78]

5.2.5 Master Warning®

Společnost HealthWatch Ltd., která sídlí v Izraeli, se zabývá výrobou bezešvých, pletených, inteligentních oděvů s vpletenými senzory, které měří fyziologické funkce. Prvním produktem společnosti je textilní oděv znázorněný na obrázku 5.9 C), který obsahuje senzory pro sledování srdeční funkce pomocí 12-ti svodového EKG s detekcí srdeční frekvence, teploty kůže, dýchání a správného držení těla. [79]



Obr. 5.9 A) Lifeshirt™; B) Smartex WWS; C) Master Warning® (převzato z [77]; [78]; [79]).

6 Výběr vhodného textilního systému pro snímání dechové frekvence

Praktická část této práce se zabývá návrhem a realizací vhodného systému pro měření dechové frekvence integrovaného do textilie. Zpracování údajů v teoretické části vedlo ke zjištění, že pro monitorování dechové frekvence jsou vhodné smart textilní systémy. Tyto systémy mohou být realizovány ve formě textilních elektrod, které se využívají k měření EKG, jelikož z naměřeného signálu lze respirační frekvence odvodit. U těchto systémů však může dojít k nepřesnému měření, které je zapříčiněno pohyby sledované osoby, což způsobí pohyby elektrod vůči zdroji signálu (srdci). Vhodnější variantou jsou proto textilní senzorové systémy umístěné v oblasti hrudníku nebo břicha, které měří změny objemu těchto partií vlivem dýchání. Princip těchto systémů může být realizován různými technologiemi zmíněnými v podkapitole 4.4.

Na základě těchto poznatků byl navržen textilní systém monitorující dechovou frekvenci ve formě pleteného trika s integrovanými textilními senzory. Snímací část je vytvořena z vodivé nitě s polyamidovým jádrem chemicky ovrstvené stříbrem. Při dýchání dochází ke změně objemu hrudní a břišní oblasti, a to zapříčiňuje změnu elektrického odporu vodivé nitě. Jelikož dochází ke změnám odporu vlivem pohybu hrudníku, bylo nutné vybrat takový materiál trika, který bude upnutý přímo na těle. Hlavní motivací pro výběr této technologie bylo vytvořit systém, ve kterém budou senzory integrovány přímo do struktury látky a nebudou uživatele omezovat v běžné činnosti. Navržený systém pro monitorování dechové frekvence by pak mělo být možné použít například pro pacienty trpící nemocí zvanou apnoe, kdy ve spánku dochází k absenci dechu. Pro tyto účely bylo možné vybrat jak kapacitní senzor, tak i respirační induktivní pletysmografii, ale z hlediska komfortu uživatele a možnosti integrace senzorů do textilu je vhodným řešením zvolený systém.

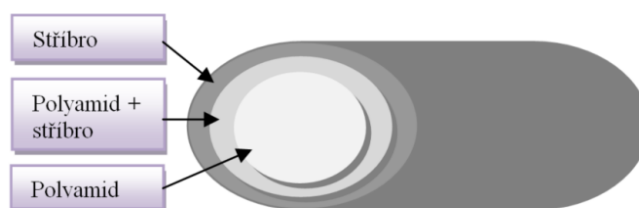
V této kapitole je popsán kompletní návrh tohoto systému. Jsou zde uvedeny použité materiály, popsána technologie výroby, technologie kontaktování pro následné měření a použitá měřicí sestava. Jelikož byly na prvním demonstrátoru nalezeny určité nedostatky, byla provedena optimalizace tohoto systému a návrhy na zlepšení, které byly následně realizovány.

6.1 První etapa

Cílem prvního návrhu systému pro monitorování dechové frekvence bylo vytvořit pletené triko s integrovanými textilními senzory. Pro tento účel byla zvolena technologie, u které se předpokládalo, že bude reagovat na změny objemu hrudníku, které jsou způsobené dýcháním. Jako nejvhodnější řešení bylo vybráno bezešvé funkční triko, které dostatečně obepíná tělo a zároveň je komfortní pro uživatele. Snahou tedy bylo navrhnout vhodnou topologii sensorového elementu pro snímání dechové frekvence, který se při výrobě vplete do trika, ve formě vodivých nití. Tyto vodivé nitě ovrstvené stříbrem po vpletení ve více řádcích nad sebou vytváří systém smyček. Smyčky se při nádechu propojí a díky styku kontaktních míst dojde ke snížení elektrického odporu. Na základě těchto poznatků byl vytvořen návrh, který je představen v následujících podkapitolách. V nich je popsán princip systému, technologie výroby a také použité materiály.

6.1.1 Vodivé nitě SilveR.STAT[®]

Materiál, který byl použit pro výrobu textilního senzoru, se nazývá SilveR.STAT[®]. Tyto nitě jsou tvořeny polyamidovými vlákny obsahujícími polymer chemicky ovrstvený stříbrem (s vrstvou stříbra v řádech stovek nm). Na obrázku 6.1 jsou zobrazeny vrstvy těchto vláken. Díky vrstvě stříbra jsou vlákna vodivá a antibakteriální. Antibakteriální mechanismus je následující: stříbrné ionty unikají z vlákna SilveR.STAT[®], vstupují do membrány bakterie, ničí její buněčnou strukturu, čímž zabráňují vzniku a množení bakterií. Další přidanou hodnotu, kterou stříbro přináší je, že tato vrstva stříbra umožňuje syntetickým vláknům zachovat si své původní textilní vlastnosti. [80]



Obr. 6.1 Struktura vlákna SilveR.STAT[®] (překresleno z [80]).

Uvedený elektrický odpor tohoto vlákna SilveR.STAT[®] je $\leq 10^3 \Omega/\text{cm}$. Vlastnosti tohoto vlákna se vlivem mechanického namáhání zhoršují. V následující tabulce 6.I jsou uvedeny parametry pro použití těchto vláken. [80]

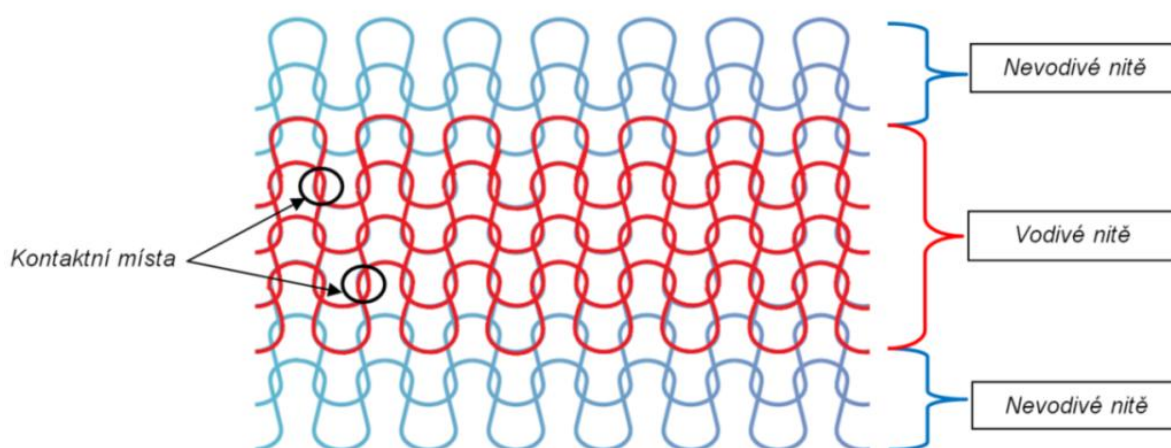
Tab. 6.1 Vlastnosti vlákna SilveR.STAT®. [80]

Parametry namáhání	Zachování vlastností:
➤ Tepelné stárnutí	Po 1000 h v troubě při teplotě 60°C a relativní vlhkosti 70%
➤ Natažení	Dokud nedojde k porušení
➤ Praní	Po více než 50-ti pracích cyklech při teplotě 90°C, za použití normalizovaného pracího prášku
➤ Tepelné namáhání	Stejně jako polyamid

Nitě vyrobené z těchto vláken jsou vhodné pro různé aplikace jako jsou: ochranné oděvy, textil pro medicínské účely, textilie pro vysoce čisté prostory a další. [80] Díky parametrům a vlastnostem těchto vláken, byly nitě SilveR.STAT® vhodné pro použití v aplikaci pro měření dechové frekvence.

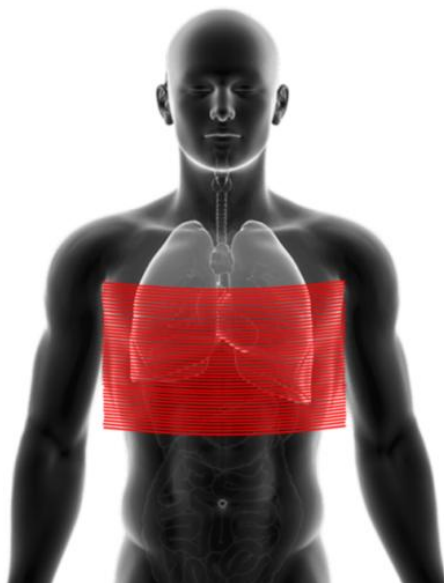
6.1.2 Textilní senzor a jeho integrace do textilu

Pro monitorování hrudních pohybů způsobených dýcháním je nutné využít senzor, který přeneše zaznamenané signály dechové frekvence k vyhodnocovacímu zařízení. Tento senzor byl navrhnout jako systém smyček spletený z vodivých nití SilveR.STAT®. Struktura jedné řady textilního senzoru navrženého v první etapě je zobrazena na obrázku 6.2, kde červená barva reprezentuje vodivou část. Ta je vytvořena ze čtyř vodivých nití vpletených nad sebe mezi dvě nevodivé nitě. Vodivé nitě jsou ve formě vpletené spirály obtočeny dokola a jsou s nevodivými nitěmi střídány ve třiačtyřiceti řadách.



Obr. 6.2 Detail pletené struktury senzoru.

Textilní senzory byly umístěny do oblasti hrudníku, jelikož zde dochází k největším objemovým změnám během dýchání. Navržené umístění senzorů je zobrazeno na obrázku 6.3.



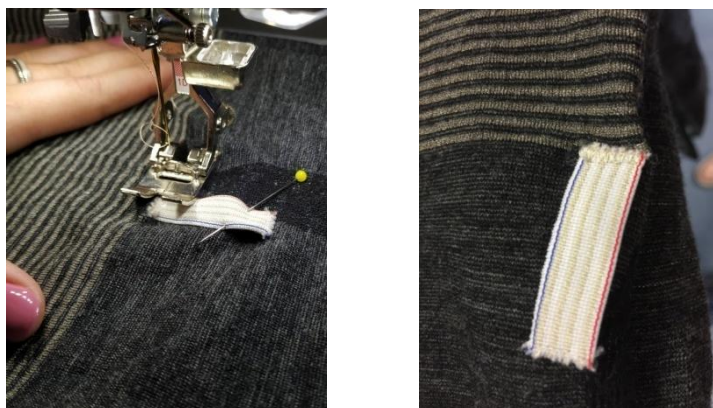
Obr. 6.3 Návrh umístění textilního senzoru.

6.1.3 Princip navrženého textilního senzoru

Princip takto navrhnutého senzoru spočívá ve změně odporu, ke které dochází při spojení smyček v kontaktních místech. Na obrázku 6.2 jsou tato kontaktní místa zobrazena. Při nádechu se zvětší objem hrudníku a dojde k natažení pleteniny. Tento jev způsobí propojení kontaktních míst vodivých nití, a to vede k poklesu elektrického odporu. Při výdechu se kontaktní místa opět rozpojí, a tím elektrický odpor vzroste. Senzor pracující na takovém principu by měl měřit kontinuálně, měl by vykazovat změny odporu v závislosti na dechové frekvenci a mít schopnost opakovatelného měření se stejnými výsledky.

6.1.4 Kontaktování

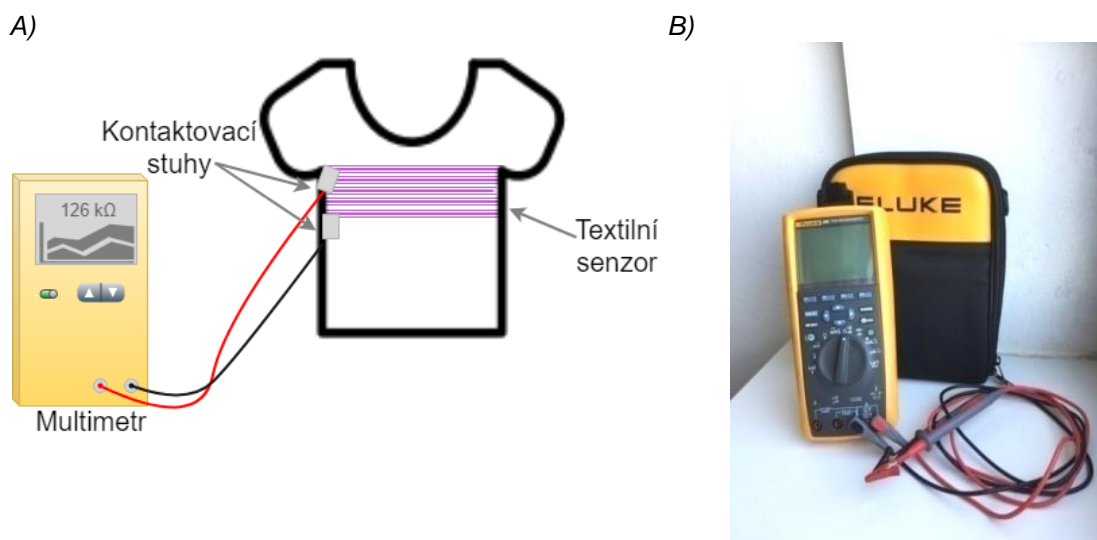
Kontaktování vodivé nitě vpletené do trika pro monitorování dechové frekvence bylo realizováno pomocí elektricky vodivé textilní stuhy s elektrickým odporem $1,2 \Omega$ na 1 m délky. Tato vodivá stuha byla přišita na konec a začátek vpletených vodivých nití. Přišití vodivé stuhy k dosažení kontaktu mezi trikem a měřicím přístrojem bylo realizováno pomocí šicího a vyšívacího stroje BERNINA. Hybridní niť použitá k přišití stuhy je z 12% polyesterové hedvábí a z 88% obsahuje měděná postříbřená vlákna o průměru $30 \mu\text{m}$. Kontakt je zobrazen na následujícím obrázku 6.4.



Obr. 6.4 Kontaktování systému pro měření dechové frekvence.

6.1.5 Měřicí systém

Navržený systém pro měření dechové frekvence se skládá z textilních senzorů vpletených do trika, přišitých vodivých stuh pro vytvoření kontaktu mezi senzory a měřicím přístrojem a multimetru. Na následujícím obrázku 6.5 A) je pro představu tento systém zobrazen. Pro měření byl zvolen multimetr Fluke 289 True-RMS, který zaznamenává data a každou sekundu naměřenou hodnotu odečte a uloží. Tento měřicí přístroj je zobrazena na obrázku 6.5 B).



Obr. 6.5 A) Měřicí systém; B) Multimer Fluke 289 True-RMS.

6.1.6 Zhodnocení realizace demonstrátoru

Triko bylo vyrobeno dle návrhu a následně bylo provedeno kontaktování pomocí vodivých stuh. Na obrázku 6.6 je zobrazen realizovaný návrh trika pro monitorování dechové frekvence.



Obr. 6.6 První návrh trika pro monitorování dechové frekvence.

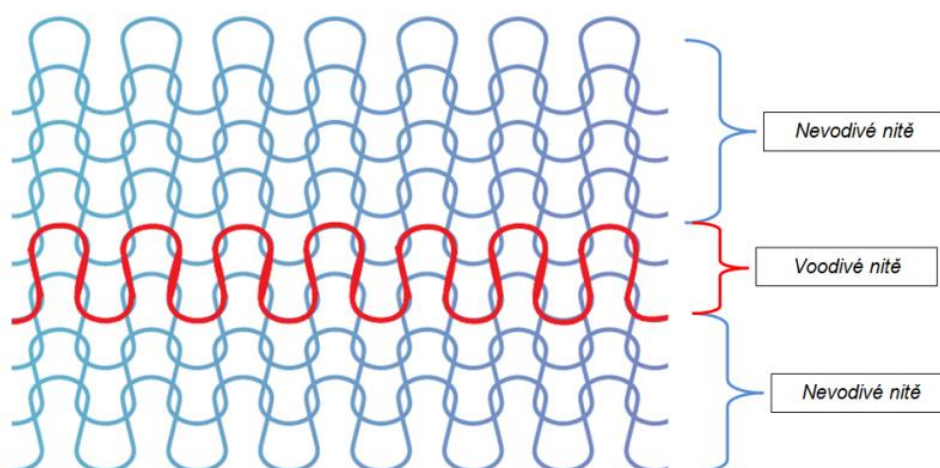
Po provedení prvního testovacího měření byly zjištěny značné nedostatky navrženého demonstrátoru. Hlavním problémem byla hodnota elektrického odporu, která se při natažení senzoru (nádechu) zvyšovala a při vrácení do původní hodnoty (výdechu) se hodnota elektrického odporu snižovala, což spíše připomínalo chování tenzometru. Naměřené hodnoty elektrického odporu se pohybovaly při nádechu okolo $43 \text{ k}\Omega$ a výdechu okolo $39 \text{ k}\Omega$, když proband dýchal v klidovém režimu. Navrhovaný systém sice měnil hodnoty odporu při dýchání, ale nesplňoval očekávaný průběh při měření dechové frekvence, jelikož docházelo k tenzometrickému efektu. Pravděpodobným důvodem byl vznik sériovo-paralelních kombinací v navrženém senzoru. Další úskalí vzniklo při umístění senzoru. Vodivé nitě byly vpleteny do trika od podpaží dolů a v této oblasti docházelo ke krabčení textilie při připažení rukou k tělu. To vedlo k následnému propojování jednotlivých vodivých cest mezi sebou. Tímto jevem docházelo ke zkratování vodivých nití a tedy k nepřesným hodnotám měření. V důsledku těchto problémů s nepřesným měřením byl zhotoven druhý návrh, u kterého byly tyto nedostatky odstraněny. Optimalizace tohoto systému je popsána v následující části práce.

6.2 Druhá etapa

Po zhodnocení prvního vyrobeného systému pro monitorování dechové frekvence byl proveden návrh nového prototypu s ohledem na nedostatky v předchozím řešení. Jelikož v prvním návrhu vykazoval textilní senzor spíše tenzometrický efekt, bylo na základě tohoto zjištění rozhodnuto, že tento princip bude použit v druhém navrhovaném demonstrátoru. Tato cesta byla zvolena na základě získaných poznatků z teoretické části, kde bylo zjištěno, že tenzometrický senzor funguje na jednoduchém a spolehlivém principu a je relativně snadno implementovatelný do textilií. Dalším zásadním bodem nově navrhovaného řešení bylo umístění senzorů, které je spolu s novým návrhem popsáno v následujících podkapitolách. Použitý materiál vodivé nitě byl opět SilveR.STAT[®]. Rovněž pletená technologie, vytvoření kontaktů a měřicí systém byly použity stejné jako v předchozím návrhu.

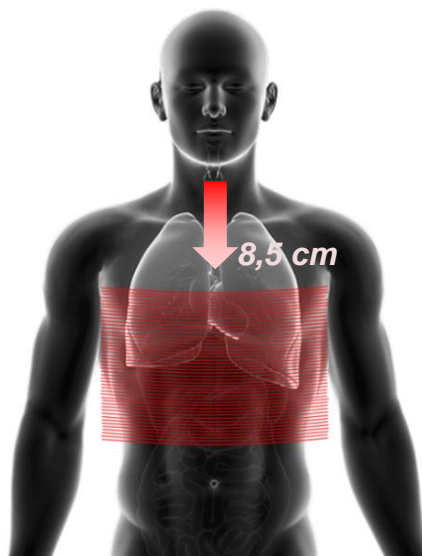
6.2.1 Textilní senzor a jeho integrace do textilu

Ve druhé etapě návrhu senzoru pro monitorování dechové frekvence byla využita pouze jedna vodivá nit SilveR.STAT[®]. Vodivá nit byla opět vpletena do trika z pletené struktury. Struktura senzoru je zobrazena na obrázku 6.7, kde je vpletena jedna vodivá nit mezi čtyři nevodivé. Jedna vodivá nit byla zvolena z důvodu pravděpodobného vzniku sériovo-paralelních kombinací objevujících se v předchozím řešení, a které zřejmě ovlivňovaly výsledky měření.



Obr. 6.7 Detail pletené struktury senzoru.

Ve druhém návrhu byl textilní senzor umístěn o 8,5 cm níže oproti původnímu návrhu, a to z důvodu zkratování vodivých cest v oblasti podpaží. Senzor byl posunut pouze v takové míře, aby byl senzor stále schopen reagovat na změny objemu hrudníku. Navržené umístění senzorů je zobrazeno na obrázku 6.8.



Obr. 6.8 Druhý návrh umístění textilního senzoru.

6.2.2 Princip navrženého textilního senzoru

Princip tenzometru integrovaného do textilu, ze kterého se vycházelo při návrhu senzoru pro monitorování dechové frekvence, je podrobně popsán v teoretické části v kapitole (4.4.5). Změny elektrického odporu vodivých nití u takto navrženého textilního senzoru by měly být závislé na zvyšování a snižování objemu hrudníku. Změny objemu hrudníku jsou zapříčiněny dýcháním. Při nádechu dojde ke zvýšení objemu hrudníku, tím se triko napne a textilní senzor je natažen. V takovém případě dochází ke snížení průřezů vodivých vláken, které nit SilveR.STAT[®] obsahuje, a zároveň je zvýšená její délka. Vlivem těchto jevů se elektrický odpor zvýší. V opačném případě (při výdechu) se textilní senzor vrací zpět do výchozí polohy a tento opačný efekt zapříčiňuje pokles elektrického odporu.

6.2.3 Kontaktování a měřicí systém

Jelikož kontaktování senzoru v prvním návrhu proběhlo bez značných komplikací a kontakt pro měření byl dostatečný, byla stejná metoda využita i zde. Následující obrázek 6.9 zobrazuje přišití kontaktní vodivé stuhý k druhému prototypu.

Použitý měřicí přístroj (multimetr Fluke 289 True-RMS) byl totožný i pro druhý prototyp systému monitorování dechové frekvence jako v předchozím případě.



Obr. 6.9 Kontaktování druhého systému pro měření dechové frekvence.

6.2.4 Zhodnocení realizace druhého demonstrátoru

Po výrobě druhého prototypu, který je zobrazen na obrázku 6.10, byl systém zhodnocen z technologického hlediska. Po změně umístění senzoru a výběru tenzometrického efektu pro snímání dechové frekvence bylo provedeno první testovací měření. Výsledky, které z měření vyplynuly, lze považovat za vyhovující, jelikož změny odporu vlivem dýchání dosahovaly předpokládaných výsledků. V klidovém režimu při nádechu byly naměřeny hodnoty okolo 137 k Ω a při výdechu se hodnoty pohybovaly okolo 143 k Ω . Systém vykazoval změny elektrického odporu v závislosti na změnách objemu hrudníku předpokládaným způsobem. Toto zjištění vedlo k zahájení testování a měření systému. Plán měření, samotné testování a následné celkové zhodnocení navrženého systému monitorování dechové frekvence jsou uvedeny v následující kapitole.



Obr. 6.10 Finální návrh trika pro monitorování dechové frekvence.

7 Měření a testování realizovaného demonstrátoru

Jelikož druhý navržený demonstrátor reagoval na změny objemu hrudníku (tedy dechu) očekávaným způsobem, bylo rozhodnuto, že tento systém bude dále testován. Nejprve byl navržený systém porovnán s lékařským přístrojem spirometrem, za účelem zjištění, zda systém reaguje na rozšíření a stažení hrudníku vlivem dýchání odpovídajícím způsobem. Dále bylo provedeno testování systému při zátěži, jehož cílem bylo zjistit, zda systém reaguje na změnu intenzity dechu. Následně byla testována opakovatelnost systému. Tato měření jsou popsána v následujících podkapitolách. V závěru této kapitoly jsou zhodnoceny výsledky měření, technologické řešení a návrhy na zlepšení tohoto systému. Naměřené hodnoty jsou zahrnuty v přílohách.

7.1 Porovnání s referenčním zařízením

Pro zhodnocení výstupního signálu realizovaného systému reprezentujícího průběh dechové frekvence bylo vhodné vybrat referenční přístroj, jehož výstupem je záznam dechové frekvence. Pro zhodnocení výsledků byl použit spirometr, který poskytuje grafický záznam – spirogram, a který dává informaci o objemu nebo průtoku plynu vzduchu, který je nadechovaný a vydechovaný během dýchacích cyklů. Tyto záznamy popisují závislost objemu V na čase t , nebo závislost objemového průtoku qV na objemu V .

Pro porovnání navrženého systému s referenčním zařízením byl využit spirometr od firmy BIOPAC, který měří objem průtoku plynu qV v závislosti na objemu V a zároveň objem vydechovaného a vdechovaného vzduchu V v závislosti na čase t . Na následujícím obrázku 7.1 je tento přístroj zobrazen.



Obr. 7.1 Spirometr BIOPAC.

Probandovi, který prováděl testování, byla měřena dechová frekvence ve stejném časovém úseku spirometrem a trikem tak, aby bylo možné porovnat aktuální dech oběma přístroji. Spirometr v tomto případě poskytuje referenční signál pro zjištění kvality měřeného signálu vystupujícího z navrženého systému. Pro porovnání byl vybrán záznam ze spirometru, který popisuje závislost dechového objemu na čase. Na následujícím obrázku 7.2 je zobrazena měřicí kombinace spirometru s navrženým demonstrátorem při měření dechové frekvence testovaného probanda.

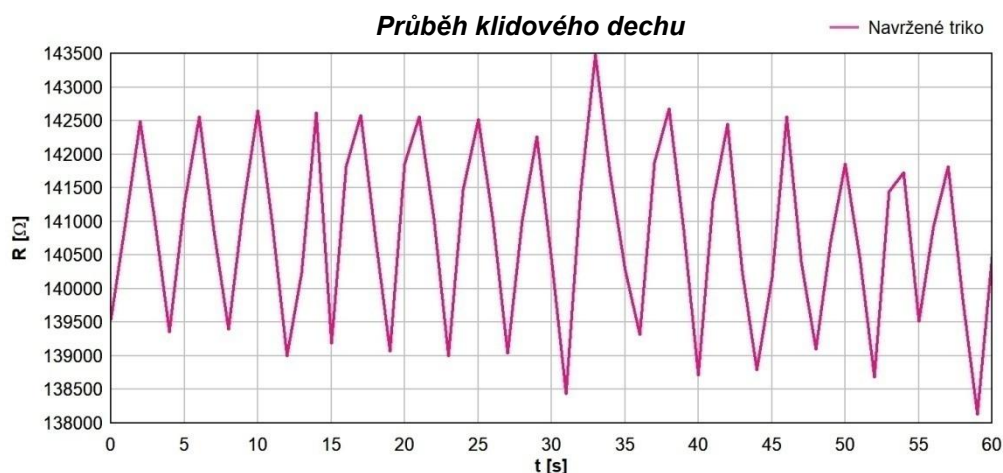


Obr. 7.2 Měřicí kombinace – spirometr a navržený systém.

Pro testování navrženého systému byly simulovány dva stavy dechu. Prvním měřeným stavem byl klidový přirozený dech, který byl měřen po dobu jedné minuty. Následně byl po stejnou dobu měřen druhý stav – hluboký dech. V následujících podkapitolách jsou graficky zobrazeny a popsány výsledky těchto měření.

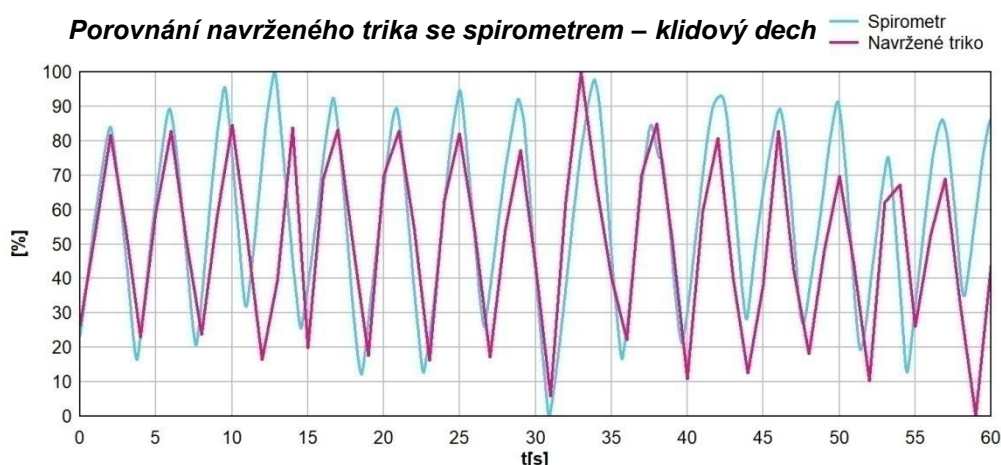
7.1.1 Klidové dýchání

Při měření klidového dechu se výstupní hodnoty elektrického odporu navrženého systému pohybovaly od 138,128 k Ω při výdechu do 143,478 k Ω při nádechu. Každý nádech a výdech vytváří jeden dech, z čehož lze následně vypočítat dechovou frekvenci jako počet dechů/min. Následující graf 7-1 zobrazuje naměřený průběh dechu, ze kterého vyplývá, že při klidovém dýchání měl testovaný proband dechovou frekvenci 16 dechů/min



Graf 7-1 Průběh klidového dechu – navržený systém.

Klidový dech byl souběžně měřen navrženým trikem a spirometrem. Následující graf 7-2 zobrazuje klidový průběh dechu naměřený oběma systémy. Průběh ze spirometru byl v původní podobě ve formě závislosti objemu na čase. Aby bylo možné tyto průběhy porovnat, byly hodnoty z obou přístrojů převedeny na procenta.



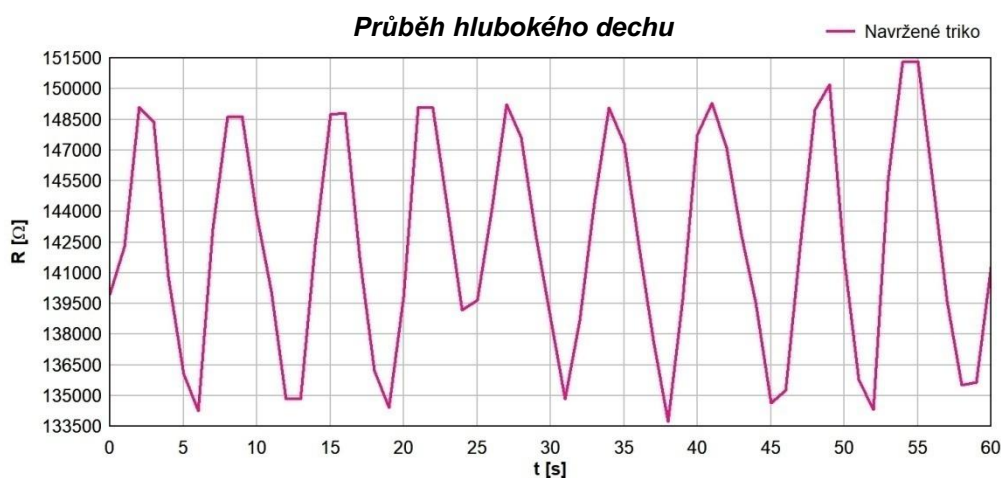
Graf 7-2 Porovnání průběhu klidového dechu z navrženého systému se záznamem ze spirometru.

Z grafu je patrné, že navržený systém při klidovém dýchání poskytuje relevantní data. Dechová frekvence naměřená z navrženého trika koreluje s referenčními daty ze spirometru. V obou případech byla naměřena dechová frekvence 16 dechů/min. V grafu je patrná korelace obou signálů s mírnými odchylkami, které jsou zjevně způsobeny časovou

nesynchronizací spirometru a multimetru. Vzorovací frekvence multimetru byla 1 s a spirometr zaznamenával hodnoty po 0,01 s.

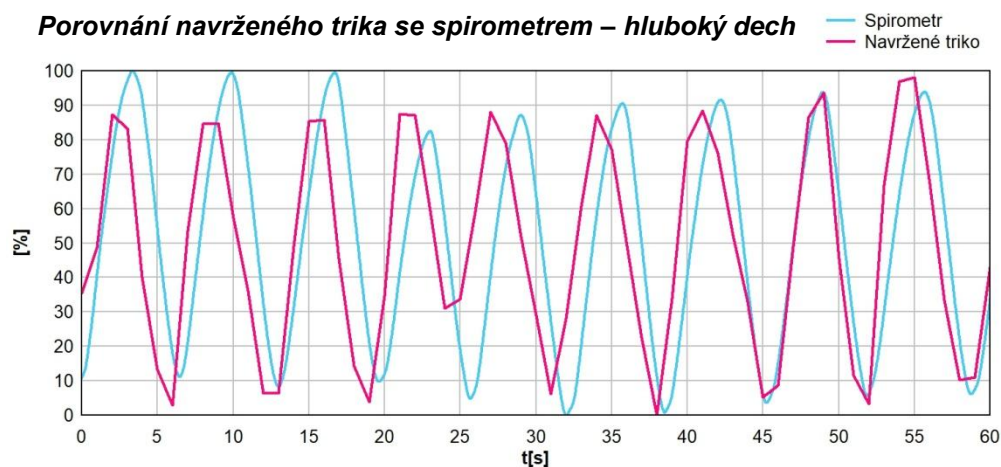
7.1.2 Hluboké dýchání

Další měření bylo zaměřeno na hluboké dýchání. Testovaný proband simuloval hluboké dechy po dobu jedné minuty. Při měření hlubokého dechu se výstupní hodnoty elektrického odporu navrženého systému pohybovaly od 133,730 kΩ při výdechu do 151,328 kΩ při nádechu. Následující graf 7-3 zobrazuje naměřený průběh dechu, ze kterého vyplývá, že při hlubokém dýchání byla dechová frekvence testovaného probanda 9 dechů/min.



Graf 7-3 Průběh hlubokého dechu – navržený systém.

Pro porovnání výstupního signálu, který reprezentuje hluboké dýchání, byl opět použit spirometr. I v tomto případě byly hodnoty z obou systémů přepočítány na procenta pro následné porovnání. Na následujícím grafu 7-4 jsou zobrazeny průběhy hlubokého dechu zaznamenané spirometrem a navrženým systémem ve stejném časovém úseku.

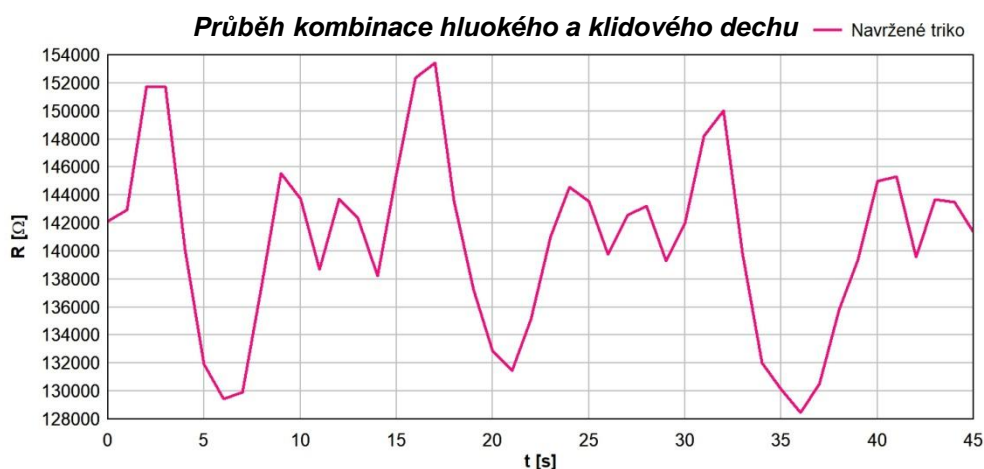


Graf 7-4 Porovnání průběhu hlubokého dechu z navrženého systému se záznamem ze spirometru.

Výstupní signál z navrženého trika opět koresponduje s výstupním signálem z referenčního přístroje. Dechová frekvence je v obou případech stejná: 9 dechů/min. I zde lze pozorovat mírné odchylky, které mohou být opět způsobeny časovou nesynchronizací spirometru a multimetru.

7.2 Reakce navrženého systému na změnu intenzity dechu

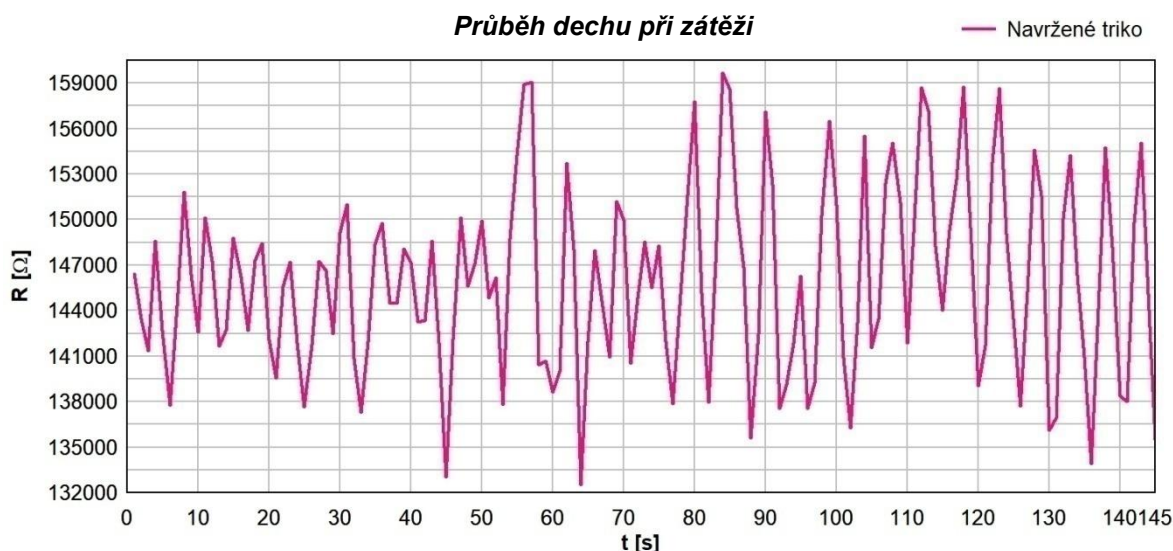
Následující experiment byl realizován z důvodu zjištění reakce navrženého systému na přechod mezi klidným a hlubokým dýcháním. První test byl proveden simulací jednoho hlubokého dechu, po kterém následovaly dva klidné dechy. To bylo provedeno ve třech opakováních. Na grafu 7-5 je tento průběh zobrazen.



Graf 7-5 Průběh kombinovaného dechu.

Z grafu je patrné, že navržené triko reagovalo na změny objemu hrudníku očekávaným způsobem. Elektrický odpor při hlubokém dýchání se pohyboval v rozmezí od 129 kΩ do 153 kΩ a následující dva klidné dechy dosáhly hodnot od 138 kΩ do 146 kΩ. Je viditelné, že odezva systému na změnu intenzity dechu je v průběhu jasně zřetelná a poskytuje relevantní informace s dostatečnou přesností pro zamýšlené aplikace.

Dále byl navržený systém testován při zátěži mimo laboratorní prostředí. Tento test byl uskutečněn z důvodu zjištění reakce systému na přechod z klidového stavu do stavu při reálné zátěži. Měření bylo zahájeno v klidovém stavu, kdy byl testovaný proband prvních 20 sekund v klidu bez pohybu. Po dvaceti sekundách bylo zahájeno zatížení ve formě běhu do schodů, při kterém se postupně zvyšovala intenzita dechu probanda. Na následujícím grafu 7-6 je zobrazen průběh dechu při reálné zátěži.



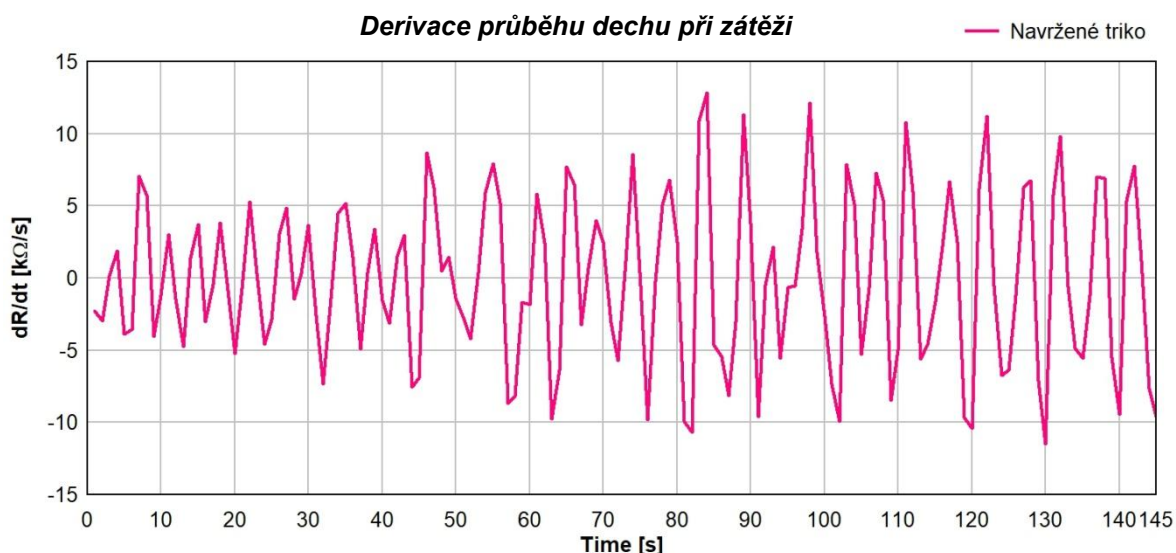
Graf 7-6 Průběh dechu při zátěži.

Z grafu je patrné, že na začátku měření ve stavu bez fyzické zátěže se hodnoty elektrického odporu pohybovaly v rozmezí od 140 k Ω do 149 k Ω . Po 20 sekundách, kdy se testovaný proband rozběhl, došlo v důsledku fyzické aktivity ke zvýšené potřebě příjmu O_2 a výdeje CO_2 . To vedlo ke zvýšení elektrického odporu při hlubokém nádechu k hodnotám přibližně 153 k Ω a při výdechu ke snížení k přibližné hodnotě 138 k Ω . Tato reakce byla zapříčiněna většími změnami objemu hrudníku při hlubším dýchání vlivem fyzické aktivity. V grafu jsou viditelné výkyvy hodnot elektrického odporu, ke kterým mohlo dojít pohybovými artefakty při běhu. Lze říci, že reakce navrženého systému na zvyšující se zátěž jsou odpovídající ke zvyšování intenzity dechu.

Pro efektivnější vyhodnocení získaných dat byla výstupní data naměřená během zátěže zobrazena na grafu 7-6 zderivována dle vzorce (7.1).

$$R(t) = \frac{dR}{dt} \tag{7.1}$$

Jelikož takto upravená data popisují vždy diferenci k předchozímu naměřenému bodu, bylo touto operací docíleno oscilování průběhu dechové frekvence v oblasti nulové hodnoty, a to bez ohledu na absolutní velikost odporu, který je ovlivněn tělesnými proporcemi, vlhkostí pokožky a dalšími jevy. Tím bylo docíleno relevantní funkčnosti navrženého systému bez nutnosti předchozí kalibrace na konkrétní osobu. Takto upravená data poskytují informaci nejen o tom, zda výstupní funkce klesá (výdech) či roste (nádech), ale také je možné určit, s jakou intenzitou dochází k nárůstu či poklesu hodnot (rychlost dýchání). Na následujícím grafu 7-7 je zobrazena derivace funkce průběhu dechu při zátěži.

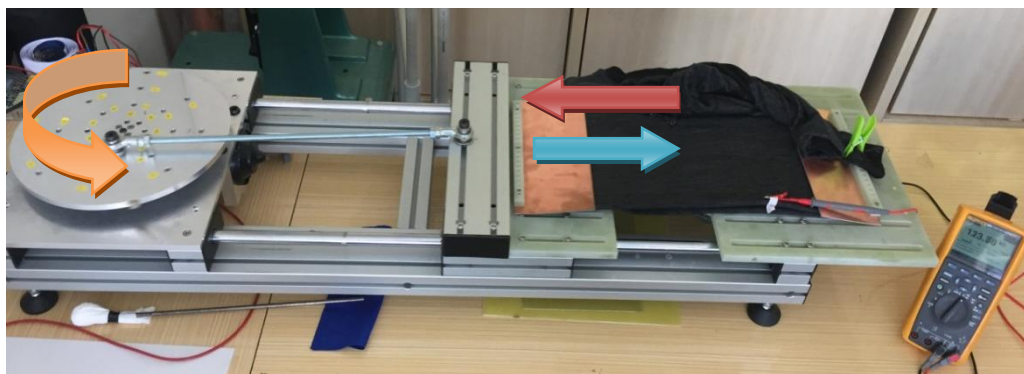


Graf 7-7 Derivace průběhu dechu při zátěži.

Takto upravená data mohou být využita pro vyhodnocování dechové frekvence. Prostým zderivováním lze jednoduše identifikovat, zda sledovaný dýchá, či ne. Tato úprava by tedy mohla poskytnout snadno vyhodnotitelný průběh dechové frekvence bez kalibrace systému a nutnosti analýzy absolutní hodnoty elektrického odporu. Lze tedy jednoduše zjistit, zda se sledovaný nadechuje (kladná hodnota) či vydechuje (záporná hodnota), anebo zda došlo k úplné zástavě dechu, která je indikována nulovou výstupní hodnotou.

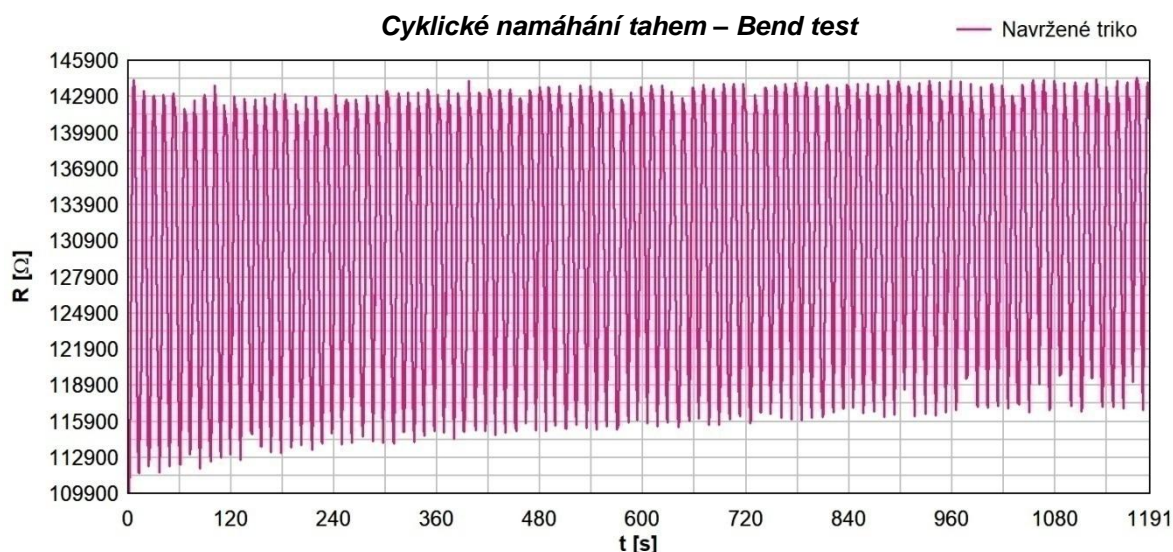
7.3 Opakovatelnost měření navrženého systému

Test opakovatelnosti byl proveden za účelem zjištění, zda se při cyklickém namáhání tahem hodnoty odporu navrženého systému mění ve stejném rozsahu. Test byl proveden na tzv. Bend testeru, na kterém bylo triko ukotveno a napínáno o 8 cm při 100 cyklech. Jeden cyklus, který simuloval nádech a výdech, tedy prováděl napnutí trika a relaxaci do původního stavu trval 7,6 sekund. Pro názornou ukázkou je na následujícím obrázku 7.3 tento test zobrazen.



Obr. 7.3 Bend test.

Tímto testem bylo zjištěno, že navržený systém pro měření dechové frekvence má schopnost opakovatelnosti. Tyto výsledky jsou zobrazeny na následujícím grafu 7-8.



Graf 7-8 Změny elektrického odporu při cyklickém namáhání tahem.

Z grafu je patrné, že ze začátku testu se hodnota elektrického odporu pohybovala okolo 112 k Ω při relaxaci a okolo 143 k Ω při napnutí. V průběhu testu se hodnoty ustalovaly v rozmezí mezi 116 k Ω a 144 k Ω . Z reakce navrženého systému na namáhání tahem lze usoudit, že opakovatelnost není zcela dokonalá, ale pro využití monitorování dechu jsou výsledky uspokojivé.

7.4 Kritické zhodnocení dosažených výsledků a návrh na budoucí řešení

Řešený systém pro monitorování dechové frekvence vykazuje relevantní výstupní data, která v porovnání s referenčním přístrojem (spirometrem) téměř korelovala. Je pozitivní, že navržený systém vykazoval během testu, při kterém byla zjišťována jeho opakovatelnost k účelu monitorování dechové frekvence, uspokojivé výsledky. Dále lze říci, že je systém schopný reagovat na změnu intenzity dechu, a to například při zátěži, kdy při zvyšování intenzity dechu dochází k úměrné změně elektrického odporu. Také je výhodné, že po derivaci výstupního signálu lze snadněji analyzovat data a určovat zda sledovaný dýchá, či došlo k zástavě dechu. Takové řešení by bylo vhodné aplikovat například pro pacienty, kteří trpí spánkovou apnoe. Zde by mohlo docházet nejen k zaznamenávání průběhu dechu během spánku, ale také by se mohly v případě zástavy dechu ozývat varovné signály, jelikož je nutné, aby se pacient probudil.

Pokud se zaměříme na využití systému při pohybu, má toto řešení určité nedostatky. Například při zátěžovém testu, který probíhal mimo laboratorní prostředí ve formě běhu do

schodů, docházelo k vychýlení hodnot, které mohlo být zapříčiněno pohyby sledovaného probanda. Při pohybu mohlo dojít k nakrabacení trika, a tím k propojení jednotlivých vodivých nitek a zapříčinit tak jejich zkrat, což mohlo způsobit viditelné výchylky elektrického odporu, které neodpovídaly průběhu dechové frekvence. Řešením tohoto problému by mohlo být vzájemné odizolování jednotlivých vodivých cest tak, aby nemohlo docházet k jejich náhodnému propojení.

Úskalí však byla nalezena také v samotném návrhu systému. Konkrétně nebylo vhodně vyřešeno kontaktování, neboť senzor ve formě jedné nitě spirálovitě obtočený kolem hrudní části funkčního trika bylo velmi obtížné nakontaktovat. Vhodnějším řešením by bylo vytvořit na začátku a konci senzoru kontaktní plošku vpletením vodivé nitě ve čtvercovém tvaru o rozměrech 2×2 cm.

Dále je vhodné zamyslet se nad samotnou fyziologií dýchání. Při dýchání jsou zapojovány jak svaly v oblasti hrudníku, tak také svaly v okolí bránice, čímž dochází k pohybu hrudní části, ale také k dýchacím pohybům v oblasti břicha. To, v jaké oblasti jsou svaly zapojovány více či méně, je dosti individuální u každého jedince. Z tohoto hlediska by bylo spíše vhodné snímat jak břišní, tak hrudní dýchání umístěním senzoru nejen do oblasti hrudníku, ale také do části, kde jsou zapojeny břišní dýchací svaly.

Závěr

Hlavním cílem předložené diplomové práce bylo navrhnout a realizovat systém pro monitorování dechové frekvence integrovaný v textiliích. Aby bylo možné takový systém navrhnout, bylo nutné nastudovat problematiku smart textilií, seznámit se s problematikou telemedicíny a také se zaměřit na propojení smart textilií a telemedicíny. Dále bylo vhodné se se stávajícími systémy, které jsou využívány k měření dechové frekvence a diskutovat jejich výhody a nevýhody. Jelikož bylo snahou systém pro monitorování dechové frekvence integrovat do textilie, byla také část práce věnována posouzení, zda jsou představené systémy vhodné z hlediska jejich integrace do textilu. Získané poznatky byly shrnuty do literární rešerše v teoretické části této práce a na jejich základě byl navrhnout systém určený pro monitorování dechové frekvence. Samotnému návrhu, realizaci, testování a zhodnocení systému byla věnována praktická část předložené práce. Tyto důležité milníky jsou v textu předkládané práce uvedeny a splněny.

Systémy pro monitorování dechu jsou běžně využívány v lékařské praxi. Ve většině případů probíhá měření dechu měřením průtoku dýchacího plynu různými přístroji, které ke snímání dechu využívají náustek vložený do úst či hadičku do nosu, nebo pomocí hrudních pásů, které snímají dýchací pohyby hrudníku a břicha. Tyto systémy poskytují přesná data o průběhu dechu, avšak samotné měření nebývá pro pacienty komfortní. Toto zjištění vedlo k návrhu textilního bezešvého systému, který obsahuje plně integrované textilní senzory pro monitorování dechu. Uživatel by tak neměl pocítit rozdíl mezi obyčejným textilem a textilním měřicím systémem.

Navržený systém je realizován ve formě trika, které bylo vyrobeno pomocí technologie pletení. Výroba trika probíhala splétáním klasické textilní nitě, mezi kterou byla po určitých intervalech vplétána elektricky vodivá nit s polyamidovým jádrem chemicky ovrstvená stříbrem SilveR.STAT[®]. Elektricky vodivá nit tak vytvořila spirálu okolo hrudníku a na začátek a konec této nitě byly přišity vodivé pružné textilní stuhy pro kontaktování pomocí hybridní nitě (12% polyesterové hedvábí a 88% měděných postříbřených vláken o průměru 30 μm). Jako měřicí přístroj byl použit multimetr FLUKE, který byl připojen na sběrné elektrody ve formě stuhy pomocí krokosvorek. Realizovaný systém pracuje na tenzometrickém efektu, kdy při nádechu dojde k napnutí textilie, a tím ke změně parametrů vodivé nitě, což způsobí vzrůst elektrického odporu. Při výdechu dojde k relaxaci textilie, a tím k poklesu elektrického odporu na výchozí hodnotu. Změnu objemu hrudníku, která

vzniká vlivem dýchání, tak lze měřit pomocí navrženého systému. Při klidovém dýchání se elektrický odpor mění v rozmezí od 138 k Ω (výdech) do 143 k Ω (nádech). Při testech, kdy testovaný proband simuloval hluboké dýchání, byly naměřeny hodnoty od 133 k Ω (výdech) do 151 k Ω (nádech).

Po návrhu a samotné realizaci systému proběhlo testování. Nejprve bylo navržené triko s integrovaným senzorem pro monitorování frekvence dechu porovnáno s referenčním přístrojem – spirometrem. Výsledky z tohoto testu byly uspokojivé, jelikož výstupní data z navrženého trika při klidovém a hlubokém dýchání korelovala s výstupními daty ze spirometru. Dále bylo zjišťováno, jak navržené triko reaguje na změnu intenzity dechu a výsledky z tohoto měření také vykazovaly relevantní hodnoty. V rámci testu reakce na změnu intenzity dechu bylo navržené řešení testováno při zátěži, aby bylo možné analyzovat výstupní data při reálném použití, kdy se z klidového stavu přejde do zátěže. Tento test ukázal, že reakce systému na přechod z klidového stavu do zátěže, kdy se zvýší potřeba příjmu kyslíku a výdeje oxidu uhličitého, jsou odpovídající. V grafu byly viditelné odchylky, které však mohly být zapříčiněny pohybovými artefakty. V posledním testu byla zkoumána opakovatelnost systému, při kterém bylo triko opakovaně namáháno tahem. Triko bylo napínáno o 8 cm ve 100 cyklech. Naměřená data vypovídají o tom, že navržený systém sice nemá zcela dokonalou opakovatelnost, ale pro účel měření dechové frekvence jsou získané hodnoty z tohoto testu uspokojivé.

Zjištěné poznatky z předkládané práce mohou sloužit jako podklad pro další výzkum v oblasti monitorování dechové frekvence smart textilními systémy. Do budoucna by bylo vhodné zaměřit se na mechanickou odolnost tohoto systému v rámci pracích cyklů. Také by bylo vhodné otestovat, jak systém reaguje na pot. Dále zde vzniká prostor pro návrh vyhodnocovací elektroniky tohoto systému.

Seznam literatury a informačních zdrojů

- [1] Henock Hunde Dadi, „Literature over view of Smart textiles". Submitted to University of Borås Swedish School of Textiles Master of Textile Technology, čer-2010.
- [2] Schneegass Stefan a Oliver Amft, *Smart Textiles: Fundamentals, Design, and Interaction*, roč. 2017. .
- [3] Anne Schwarz, Lieva Van Langenhove, Philippe Guermonprez, a Denis Deguillemont, „A roadmap on smart textiles". 2010.
- [4] Md.Syduzzaman, S. U. Patwary, K. Farhana, a S. Ahmed, „Smart Textiles and Nano-Technology: A General Overview", *J. Text. Sci. Eng.*, úno. 2015.
- [5] J. Borneman, „E-Textiles For Wearability: Review Of Integration Technologies | Textile World". .
- [6] Castano Lina M. a Alison B. Flatau, „Smart fabric sensors and e-textile technologies: A review". 5-2014.
- [7] Xu, P. J., X. M. Tao., a H. Zhang, „Textile-structured electrodes for electrocardiogram.", *Text. Prog.*, 2008.
- [8] M. Stoppa a A. Chiolerio, „Wearable Electronics and Smart Textiles: A Critical Review", *Sensors*, roč. 14, č. 7, s. 1–36, čvc. 2014.
- [9] T. Xiaoming, Ed., *Handbook of Smart Textiles*, roč. 2015. Springer Science+Business Media Singapore.
- [10] Y. Kim, S. Member, H. Kim, S. Member, a H. Yoo, „H: Electrical Characterization of Screen-Printed Circuits on the Fabric", *Ieee Trans Adv. Packag.*, s. 33–196.
- [11] P. Skalický, „Využití telemedicíny v chirurgii", Disertační práce, Palacký University Olomouc, Lékařská fakulta, 2009.
- [12] M. D. Rienzo *et al.*, „Textile Technology for the Vital Signs Monitoring in Telemedicine and Extreme Environments", *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, roč. 14, č. 3, s. 711–717, kvě. 2010.
- [13] V. Mečņika Ms.sc, M. Hoerr Dipl.-Ing, a A. Schwarz Dr.sc.ing, „Smart textiles for healthcare: applications and technologies", <http://llufb.llu.lv/>, 02-srp-2014. .
- [14] Y. Ma, Y. Chao, a T. Tsai, „Smart-clothes — Prototyping of a health monitoring platform", in *2013 IEEE Third International Conference on Consumer Electronics & Berlin (ICCE-Berlin)*, 2013, s. 60–63.
- [15] A. Lymberis a S. Olsson, „Intelligent Biomedical Clothing for Personal Health and Disease Management: State of the Art and Future Vision", *Telemed. J. E Health*, roč. 9, č. 4, s. 379–386, pro. 2003.

- [16] K. Cherenack a L. van Pieteron, „Smart textiles: Challenges and opportunities", *J. Appl. Phys.*, roč. 112, č. 9, s. 091301, lis. 2012.
- [17] H. R. Mattila, *Intelligent textiles and clothing*. WOODHEAD PUBLISHING LIMITED Cambridge, England, 2006.
- [18] D. V. Dimitrov, „Medical Internet of Things and Big Data in Healthcare", *Healthc. Inform. Res.*, roč. 22, č. 3, s. 156–163, čvc. 2016.
- [19] A. R. Biswas a R. Giaffreda, „IoT and cloud convergence: Opportunities and challenges", in *2014 IEEE World Forum on Internet of Things (WF-IoT)*, 2014, s. 375–376.
- [20] „Jak se vyznat v záplavě sítí pro internet věcí", *Blog ZOOCO*, 20-říj-2017. [Online]. Dostupné z: <https://www.zooco.io/blog/jak-se-vyznat-v-zaplave-siti-pro-internet-veci/>. [Viděno: 13-bře-2019].
- [21] Zhang, X. M. a Xu, C, „A multimedia telemedicine system in internet of things.", *Proc. Comput. Sci. Inf. Technol.*, 2012.
- [22] H. H. Nguyen, F. Mirza, M. A. Naeem, a M. Nguyen, „A review on IoT healthcare monitoring applications and a vision for transforming sensor data into real-time clinical feedback", in *2017 IEEE 21st International Conference on Computer Supported Cooperative Work in Design (CSCWD)*, 2017, s. 257–262.
- [23] „Internet of things in healthcare: applications, benefits, and challenges", *Peerbits*, 27-říj-2017. [Online]. Dostupné z: <https://www.peerbits.com/blog/internet-of-things-healthcare-applications-benefits-and-challenges.html>. [Viděno: 13-bře-2019].
- [24] M. M. Baig a H. Gholamhosseini, „Smart Health Monitoring Systems: An Overview of Design and Modeling", *J. Med. Syst.*, roč. 37, č. 2, s. 9898, led. 2013.
- [25] „(PDF) Security and Privacy Challenges in Telemedicine", *ResearchGate*. [Online]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/236576834_Security_and_Privacy_Challenges_in_Telemedicine. [Viděno: 15-bře-2019].
- [26] Tu Jiyuan, Kiao Inthavong, a Goodarz Ahmadi, *Computational fluid and particle dynamics in the human respiratory system*. Springer Science & Business Media, 2013.
- [27] Alena Merkunová a Miroslav Orel, *Anatomie a fyziologie člověka: pro humanitní obory*. Grada Publishing a.s., 2008.
- [28] Jana Slavíková a Jitka Švíglerová, *Fyziologie dýchání*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2012.
- [29] Penhaker Marek, Imramovský Martin, Tiefenbach Petr, a Kobza František, *Lékařské diagnostické přístroje: Učební texty*. 2004: VŠB - Technická univerzita Ostrava: Tiskárna Kleinwächter.

- [30] Zdeněk Jirák a kolektiv, *Fyziologie pro bakalářské studium na FZS OU*. Ostrava: Ostravská univerzita, 2009.
- [31] „Dýchání a jeho poruchy – WikiSkripta“. [Online]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/D%C3%BDch%C3%A1n%C3%AD_a_jeho_poruchy. [Viděno: 12-kvě-2019].
- [32] „Respiration rate monitoring methods: A review - AL- Khalidi - 2011 - Pediatric Pulmonology - Wiley Online Library“. [Online]. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/ppul.21416>. [Viděno: 29-led-2019].
- [33] „Validation of an ECG-derived respiration monitoring method - IEEE Conference Publication“. [Online]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/1291230>. [Viděno: 06-úno-2019].
- [34] „Standardisation of spirometry | European Respiratory Society“. [Online]. Dostupné z: <https://erj.ersjournals.com/content/26/2/319#sec-3>. [Viděno: 04-úno-2019].
- [35] „Spirometers | First Sensor“. [Online]. Dostupné z: <https://www.first-sensor.com/en/applications/medical/breathing-and-respiration/spirometers/>. [Viděno: 05-úno-2019].
- [36] „Spirometers“. [Online]. Dostupné z: <http://www.spirometers.org/index.php>. [Viděno: 04-úno-2019].
- [37] „What is the Venturi Effect? Explanation with CFD | SimScale Blog“. [Online]. Dostupné z: <https://www.simscale.com/blog/2018/04/what-is-venturi-effect/>. [Viděno: 05-úno-2019].
- [38] „Venturi Flowmeter - FlowMaxx Engineering“. [Online]. Dostupné z: <http://www.flowmaxx.com/venturi.htm>. [Viděno: 05-úno-2019].
- [39] „Metody měření průtoku plynů - Lékařské přístroje a zařízení“. [Online]. Dostupné z: <https://sites.google.com/site/lpz2011123/zobrazovaci-metody/spirometr/metody-mereni-pruatoku-plynua>. [Viděno: 04-úno-2019].
- [40] „Respiratory Inductance Plethysmography An Introduction“. [Online]. Dostupné z: <https://studyres.com/doc/13111628/respiratory-inductance-plethysmography-an-introduction>. [Viděno: 13-úno-2019].
- [41] Amit K. Gupta, „Respiration Rate Measurement Based on Impedance Pneumography“, 2011.
- [42] Michael Coleman, „Respiratory Effort Measurements During Polysomnography“, zář-2015.
- [43] Markéta Kořová, „Monitorování dechu během terapie pacientů“, Diplomová práce, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, Brno, 2013.

- [44] Verônica F. Parreira, Danielle S. R. Vieira, Mariana A. C. Myrrha, Isabela M. B. S. Pessoa, Susan M. Lage, a Raquel R. Britto, „Optoelectronic plethysmography: a review of the literature", 2012.
- [45] R. Johnston, „Opto-Electronic Plethysmography (OEP)", *PFTBlog*, 02-čer-2015. [Online]. Dostupné z: <https://www.pftforum.com/blog/opto-electronic-plethysmography-oe/>. [Viděno: 23-úno-2019].
- [46] S. W. Park, P. S. Das, A. Chhetry, a J. Y. Park, „A Flexible Capacitive Pressure Sensor for Wearable Respiration Monitoring System", *IEEE Sens. J.*, roč. 17, č. 20, s. 6558–6564, říj. 2017.
- [47] „US5195528A - Acoustic respiration detector - Google Patents". [Online]. Dostupné z: <https://patents.google.com/patent/US5195528A/en>. [Viděno: 31-led-2019].
- [48] Emil Jovanov, Dejan Raskovic, a Rick Hormigo, „Thermistor-based breathing sensor for circadian rhythm evaluation", *Biomed. Sci. Instrum.*, úno. 2001.
- [49] „What is a Thermistor", *Ametherm*. [Online]. Dostupné z: <https://www.ametherm.com/thermistor/what-is-a-thermistor/>. [Viděno: 27-úno-2019].
- [50] „EKG vyšetření – WikiSkripta". [Online]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/EKG_vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD. [Viděno: 08-úno-2019].
- [51] C. Varon a S. V. Huffel, „ECG-derived respiration for ambulatory monitoring", in *2015 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, 2015, s. 169–172.
- [52] D. L. Presti *et al.*, „Respiratory and cardiac rates monitoring during MR examination by a sensorized smart textile", in *2017 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*, 2017, s. 1–6.
- [53] T. Hoffmann, B. Eilebrecht, a S. Leonhardt, „Respiratory Monitoring System on the Basis of Capacitive Textile Force Sensors", *IEEE Sens. J.*, roč. 11, č. 5, s. 1112–1119, kvě. 2011.
- [54] A. Boehm, X. Yu, W. Neu, S. Leonhardt, a D. Teichmann, „A Novel 12-Lead ECG T-Shirt with Active Electrodes", *Electronics*, roč. 5, č. 4, s. 75, pro. 2016.
- [55] S.-B. Park, Y.-S. Noh, S.-J. Park, a H.-R. Yoon, „An improved algorithm for respiration signal extraction from electrocardiogram measured by conductive textile electrodes using instantaneous frequency estimation", *Med. Biol. Eng. Comput.*, roč. 46, č. 2, s. 147–158, úno. 2008.
- [56] C. Massaroni, P. Saccomandi, a E. Schena, „Medical Smart Textiles Based on Fiber Optic Technology: An Overview", *J. Funct. Biomater.*, roč. 6, č. 2, s. 204–221, dub. 2015.

- [57] J. D. jonckheere *et al.*, „OFSETH: A breathing motions monitoring system for patients under MRI", in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2010, s. 1016–1019.
- [58] J. Witt *et al.*, „Medical Textiles With Embedded Fiber Optic Sensors for Monitoring of Respiratory Movement", *IEEE Sens. J.*, roč. 12, č. 1, s. 246–254, led. 2012.
- [59] J. Zięba, M. Frydrysiak, a J. Błaszczuk, „Textronic clothing with resistance textile sensor to monitoring frequency of human breathing", in *2012 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications Proceedings*, 2012, s. 1–6.
- [60] Michał Frydrysiak, a Janusz Zięba, „Textronic Sensor for Monitoring Respiratory Rhythm". Technical University of Lodz, Faculty of Material Technologies and Textile Design, Department of Clothing Technology and Textronics, 2012.
- [61] L. Van Langenhove, *Smart Textiles for Medicine and Healthcare, Materials, systems and applications*. Cambridge, England: Woodhead.
- [62] „Spirometr MIR Smart One® Peak-Flow a FEV1 metr". [Online]. Dostupné z: <https://shop.medicton.com/mir/spirometr-mir-smart-one-peak-flow-a-fev1-metr-7019.html>. [Viděno: 24-dub-2019].
- [63] „BTL-08 Spiro Pro". [Online]. Dostupné z: <https://www.btlnet.com/products-spirometry-spirometry-btl-08-spiro-pro>. [Viděno: 24-dub-2019].
- [64] „Thought Technology Ltd. Respiration Sensor Thought Technology Ltd." [Online]. Dostupné z: <http://thoughttechnology.com/index.php/respiration-sensor.html>. [Viděno: 27-úno-2019].
- [65] „Vernier CZ - Vybavení pro výuku přírodovědných oborů – pás pro monitorování dýchání". [Online]. Dostupné z: <https://www.vernier.cz/produkty/podrobne-informace/kod/RMB>. [Viděno: 24-dub-2019].
- [66] „Braebon - Effort Measurement". [Online]. Dostupné z: <https://www.braebon.com/products/sensors/effort.php>. [Viděno: 28-dub-2019].
- [67] „Airflow sensor - oral (Thermistor) Alice 5". [Online]. Dostupné z: <https://www.ternimed.de/Airflow-sensor-oral-Thermistor-Alice-5>. [Viděno: 12-kvě-2019].
- [68] „The IoT Marketplace - MySignals Respiratory and Breathing Monitoring Development Kit (Allergies, Asthma) - Libelium - Current Partners". [Online]. Dostupné z: <https://www.the-iot-marketplace.com/mysignals-respiratory-and-breathing-monitoring-development-kit-allergies-asthma>. [Viděno: 24-dub-2019].
- [69] „Respiratory Rate Monitoring | PMD Solutions". [Online]. Dostupné z: <http://www.pmd-solutions.com/respiratory-monitoring/>. [Viděno: 28-dub-2019].
- [70] „Sensium Vitals® Trendmonitoring", *The Surgical Company*. [Online]. Dostupné z: <https://www.tsc-nl.com/produkt/sensium-vitals-trendmonitoring/>. [Viděno: 28-dub-2019].

- [71] S. Health, „Spire Health Tag“, *Spire Health*. [Online]. Dostupné z: <https://spirehealth.com/products/health-tag-membership>. [Viděno: 28-dub-2019].
- [72] Gilsoo Cho, *Smart Clothing: Technology and Applications*. CRC Press, 2010.
- [73] „Respibelt Breathing Training Device“, *Health and Care*. [Online]. Dostupné z: <https://www.healthandcare.co.uk/resistance-band-range/respibelt-breathing-training-device.html>. [Viděno: 29-dub-2019].
- [74] „Hexoskin Smart Shirts - Cardiac, Respiratory, Sleep & Activity Metrics“. [Online]. Dostupné z: <https://www.hexoskin.com/>. [Viděno: 03-čer-2017].
- [75] N. H. Cherif, N. Mezghani, N. Gaudreault, Y. Ouakrim, I. Mouzoune, a P. Boulay, „Physiological Data Validation of the Hexoskin Smart Textile“, in *Volume 1: BIODEVICES, pages 150-156*, 2018.
- [76] „Hexoskin Biometric Wearable - Know More, Live Better“, *My Sport Evolution*. [Online]. Dostupné z: <https://mysportevolution.com/brand/hexoskin-australia/>. [Viděno: 29-dub-2019].
- [77] S. Goodrich a W. C. Orr, „An investigation of the validity of the Lifeshirt in comparison to standard polysomnography in the detection of obstructive sleep apnea“, *Sleep Med.*, roč. 10, č. 1, s. 118–122, led. 2009.
- [78] „Wearable Wellness System (WWS)“. [Online]. Dostupné z: <http://www.smartex.it/en/our-products/232-wearable-wellness-system-wws>. [Viděno: 29-dub-2019].
- [79] „Master Caution® Smart Garments by HealthWatch Technologies“. [Online]. Dostupné z: <https://healthwatchtech.com/mastercaution/>. [Viděno: 21-kvě-2019].
- [80] „silveR.STAT® fibre“. [Online]. Dostupné z: <http://www.r-stat.fr/uk/silveRstat-fibre.php>. [Viděno: 16-dub-2019].

Seznam obrázků

OBR. 1.1 DRUHY PODNĚTŮ (PŘEKRESLENO Z [3]).....	12
OBR. 1.2 SMART TEXTILNÍ SYSTÉM (PŘEKRESLENO Z [3]).	13
OBR. 1.3 STRUKTURA TEXTILIE.....	14
OBR. 1.4 TYPY VODIVÝCH PŘÍZÍ: A) KROUCENÁ, B) S TEXTILNÍM JÁDREM C)SMÍCHANÁ (PŘEKRESLENO Z [7]).	15
OBR. 2.1 ARCHITEKTURA SYSTÉMU PRO TELEMEDICÍNU A SMART TEXTILIE.	18
OBR. 2.2 DISCIPLÍNY, KTERÉ SE PODÍLEJÍ NA VÝVOJI BIOMEDICÍNSKÝCH SMART TEXTILÍ (PŘEKRESLENO Z [15]).....	18
OBR. 2.3 ROZHRANÍ MEZI UŽIVATELEM A ELEKTRONICKÝM SYSTÉMEM (PŘEKRESLENO Z [9]).	19
OBR. 2.4 ARCHITEKTURA TELEMEDICÍNSKÉHO A IOT SYSTÉMU.....	20
OBR. 3.1 DÝCHACÍ SOUSTAVA.....	21
OBR. 3.2 SCHÉMA PLICNÍCH OBJEMŮ (PŘEVZATO Z [30]).	23
OBR. 4.1 VENTURIHO PRINCIP (PŘEKRESLENO Z[38]).	25
OBR. 4.2 SCHEMATICKÉ ZOBRAZENÍ FUNKČNÍHO PRINCIPU TURBÍNOVÉHO PNEUMOTACHOGRAFU (PŘEKRESLENO Z [39]).....	26
OBR. 4.3 INDUKTIVNÍ PLETYSMOGRAFIE A) DVĚ ELEKTRODY B) ČTYŘI ELEKTRODY.	27
OBR. 4.4 PRINCIP RIP.....	28
OBR. 4.5 OBLASTI MĚŘENÍ OEP (PŘEVZATO Z [45])......	29
OBR. 4.6 PRINCIP TLAKOVÉHO KAPACITNÍHO SENZORU.	30
OBR. 4.7 A) OBLIČEJOVÁ MASKA, B) SCHÉMA AKUSTICKÉHO DETEKTORU DECHU (PŘEVZATO Z [47])......	31
OBR. 4.8 DÝCHACÍ SIGNÁL (PŘEVZATO Z [48]).....	31
OBR. 4.9 EKG VLNA.	32
OBR. 4.10 KONSTRUKCE TEXTILNÍHO KAPACITNÍHO SENZORU (PŘEVZATO Z [53]).	37
OBR. 4.11 USPOŘÁDÁNÍ VODIVÝCH TEXTILÍ NA LŮŽKU (PŘEVZATO Z [55]).	38
OBR. 4.12 PRACOVNÍ PRINCIP FBG (PŘEKRESLENO Z [57]).	39
OBR. 4.13 TEXTILNÍ SENZOR S FBG OPTICKÝMI VLÁKY (PŘEVZATO Z [57]).....	39
OBR. 4.14 A) PRINCIP OPTICKÉHO MACRO-BENDS SENZORU (PŘEKRESLENO Z [57]); B)NÁVRH OPTICKÉHO MACRO-BENDS SENZORU (PŘEVZATO Z [58]).	40
OBR. 4.15 SYSTÉM OFSETH (PŘEVZATO Z [57]).	40
OBR. 4.16 A) EKVIVALENTNÍ ELEKTRICKÉ SCHÉMA; B) ELEKTRICKÝ MODEL PLETENINY (PŘEVZATO Z [60]).	41
OBR. 4.17 MECHANISMUS PEZOREZISTIVNÍHO SENZORU (PŘEKRESLENO Z [9]).....	42
OBR. 5.1 A) SPIROMETR MIR SMART ONE® PEAK-FLOW A FEV1 METR (PŘEVZATO Z [62]); B) BTL-08 SPIRO PRO (PŘEVZATO Z [63]).	43
OBR. 5.2 RESPIRATION SENSOR (PŘEVZATO Z [64]).	44
OBR. 5.3 RESPIRATION MONITOR BELT (PŘEVZATO Z [65]).	44
OBR. 5.4 RIP PÁS (PŘEVZATO Z [66]).	44
OBR. 5.5 TERMISTOROVÝ SENZOR PRŮTOKU PLYNU (PŘEVZATO Z [67])	45
OBR. 5.6 . MYSIGNALS VÝVOJOVÝ SET PRO MONITOROVÁNÍ RESPIRACE (PŘEVZATO Z [68]).	45
OBR. 5.7 DISKRÉTNÍ BEZDRÁTOVÉ NOSITELNÉ SYSTÉMY (PŘEVZATO Z [69];[70];[71]).	46
OBR. 5.8 A) RESPIBELT (PŘEVZATO Z [73]; .B) HEXOSKIN (PŘEKRESLENO Z [76]).	47
OBR. 5.9 A) LIFESHIRT™; B)SMARTEX WWS; C) MASTER WARNING® (PŘEVZATO Z [77]; [78]; [79]).....	48
OBR. 6.1 STRUKTURA VLÁKNA SILVER.STAT® (PŘEKRESLENO Z [80]).....	50
OBR. 6.2 DETAIL PLETENÉ STRUKTURY SENZORU.	51
OBR. 6.3 NÁVRH UMÍSTĚNÍ TEXTILNÍHO SENZORU.	52
OBR. 6.4 KONTAKTOVÁNÍ SYSTÉMU PRO MĚŘENÍ DECHOVÉ FREKVENCE.	53
OBR. 6.5 A) MĚŘICÍ SYSTÉM; B) MULTIMER FLUKE 289 TRUE-RMS.	53
OBR. 6.6 PRVNÍ NÁVRH TRIKA PRO MONITOROVÁNÍ DECHOVÉ FREKVENCE.	54
OBR. 6.7 DETAIL PLETENÉ STRUKTURY SENZORU.	55
OBR. 6.8 DRUHÝ NÁVRH UMÍSTĚNÍ TEXTILNÍHO SENZORU.	56
OBR. 6.9 KONTAKTOVÁNÍ DRUHÉHO SYSTÉMU PRO MĚŘENÍ DECHOVÉ FREKVENCE.....	57
OBR. 6.10 FINÁLNÍ NÁVRH TRIKA PRO MONITOROVÁNÍ DECHOVÉ FREKVENCE.	57
OBR. 7.1 SPIROMETR BIOPAC.....	58
OBR. 7.2 MĚŘICÍ KOMBINACE – SPIROMETR A NAVRŽENÝ SYSTÉM.	59
OBR. 7.3 BEND TEST.....	64

Seznam tabulek

TAB. 1.I VÝHODY A NEVÝHODY SMART TEXTILIÍ.	16
TAB. 2.I FYZIOLOGICKÉ SIGNÁLY/PARAMETRY A MOŽNOSTI JEJICH MĚŘENÍ POMOCÍ TEXTILNÍCH SENZORŮ.	19
TAB. 3.I NEJČASTĚJI POUŽÍVANÉ UKAZATELE PLICNÍ FUNKCE A JEJICH HODNOTY. [29].....	23
TAB. 4.I SHRNUTÍ SYSTÉMŮ MONITORUJÍCÍCH DECHOVOU FREKVENCÍ.	36
TAB. 6.I VLASTNOSTI VLÁKNA SILVER.STAT [®] . [80].....	51

Seznam grafů

GRAF 7-1 PRŮBĚH KLIDOVÉHO DECHU – NAVRŽENÝ SYSTÉM.	60
GRAF 7-2 POROVNÁNÍ PRŮBĚHU KLIDOVÉHO DECHU Z NAVRŽENÉHO SYSTÉMU SE ZÁZNAMEM ZE SPIROMETRU.	60
GRAF 7-3 PRŮBĚH HLUBOKÉHO DECHU- NAVRŽENÝ SYSTÉM.	61
GRAF 7-4 POROVNÁNÍ PRŮBĚHU HLUBOKÉHO DECHU Z NAVRŽENÉHO SYSTÉMU SE ZÁZNAMEM ZE SPIROMETRU.	61
GRAF 7-5 PRŮBĚH KOMBINOVANÉHO DECHU.	62
GRAF 7-6 PRŮBĚH DECHU PŘI ZÁTĚŽI.....	63
GRAF 7-7 DERIVACE PRŮBĚHU DECHU PŘI ZÁTĚŽI.	64
GRAF 7-8 ZMĚNY ELEKTRICKÉHO ODPORU PŘI CYKICKÉM NAMÁHÁNÍ TAHEM.	65

Přílohy

t [s]	Klidové dýchání R[Ω]			t [s]	Hluboké dýchání R[Ω]			t [s]	Kombin. dýchání R[Ω]		
1	139542	45	138796	1	139969	45	142910	1	142160	45	143691
2	140985	46	140162	2	142300	46	139517	2	142938	46	143499
3	142495	47	142563	3	149097	47	134648	3	151737	47	141331
4	141022	48	140391	4	148375	48	135244	4	151703		
5	139356	49	139094	5	140790	49	142366	5	140103		
6	141291	50	140693	6	136062	50	148961	6	131923		
7	142557	51	141858	7	134246	51	150208	7	129444		
8	140861	52	140463	8	143158	52	141720	8	129918		
9	139393	53	138679	9	148605	53	135763	9	137693		
10	141209	54	141446	10	148650	54	134305	10	145530		
11	142654	55	141725	11	143800	55	145508	11	143710		
12	140959	56	139517	12	140082	56	151315	12	138682		
13	139000	57	140931	13	134833	57	151329	13	143711		
14	140236	58	141820	14	134844	58	145560	14	142330		
15	142615	59	139835	15	142383	59	139596	15	138232		
16	139187	60	138128	16	148759	60	135520	16	145544		
17	141816			17	148809			17	152357		
18	142581			18	141739			18	153418		
19	140774			19	136233			19	143607		
20	139065			20	134423			20	137248		
21	141856			21	139830			21	132890		
22	142556			22	149116			22	131436		
23	141049			23	149068			23	135143		
24	138997			24	144170			24	141023		
25	141470			25	139190			25	144587		
26	142518			26	139650			26	143550		
27	141007			27	144123			27	139776		
28	139043			28	149229			28	142582		
29	141022			29	147616			29	143209		
30	142264			30	142855			30	139281		
31	140441			31	138804			31	142025		
32	138433			32	134815			32	148220		
33	141456			33	138666			33	150020		
34	143478			34	144402			34	139837		
35	141729			35	149069			35	132008		
36	140275			36	147310			36	130156		
37	139313			37	142360			37	128445		
38	141875			38	137693			38	130526		
39	142675			39	133730			39	135795		
40	140883			40	139699			40	139400		
41	138710			41	147740			41	145000		
42	141306			42	149287			42	145327		
43	142452			43	147128			43	139587		

t [s]	Zátěžový test R[Ω]						
1	146418	45	133040	89	142481	133	154215
2	143426	46	142097	90	157120	134	146330
3	141339	47	150140	91	152277	135	140920
4	148577	48	145617	92	137560	136	133883
5	142658	49	147104	93	139142	137	144107
6	137742	50	149930	94	141860	138	154737
7	144347	51	144834	95	146293	139	148186
8	151817	52	146198	96	137525	140	138380
9	146384	53	137790	97	139257	141	137988
10	142580	54	148727	98	150287	142	149820
11	150112	55	154237	99	156490	143	155042
12	147241	56	158888	100	150930	144	145100
13	141674	57	159053	101	140883	145	135485
14	142710	58	140425	102	136240		
15	148803	59	140685	103	143190		
16	146209	60	138610	104	155507		
17	142674	61	140015	105	141548		
18	147290	62	153715	106	143450		
19	148414	63	148021	107	152390		
20	142088	64	132520	108	155078		
21	139570	65	141988	109	151097		
22	145625	66	147990	110	141854		
23	147224	67	144624	111	150056		
24	141875	68	140943	112	158683		
25	137653	69	151216	113	157138		
26	141782	70	149963	114	148243		
27	147230	71	140531	115	143993		
28	146615	72	144825	116	149293		
29	142451	73	148558	117	152668		
30	149150	74	145525	118	158750		
31	151020	75	148274	119	149455		
32	140835	76	141985	120	139055		
33	137295	77	137862	121	141687		
34	141955	78	145075	122	153750		
35	148387	79	151618	123	158664		
36	149792	80	157760	124	149057		
37	144467	81	145152	125	143440		
38	144483	82	137940	126	137707		
39	148080	83	147212	127	145225		
40	147171	84	159700	128	154618		
41	143271	85	158583	129	151558		
42	143343	86	150720	130	136095		
43	148610	87	146858	131	136955		
44	141856	88	135598	132	150060		