

Polymerní kompozitní materiály pro nositelnou elektroniku

Ing. Romana Štěpančíková, Ph.D.

Teze disertační práce



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně

Centrum polymerních systémů

Teze disertační práce

Polymerní kompozitní materiály pro nositelnou elektroniku

Polymer composite materials for wearable electronic

Autor: **Ing. Romana Štěpančíková, Ph.D.**

Studijní program: Nanotechnologie a pokročilé materiály

Studijní obor: Nanotechnologie a pokročilé materiály

Školitel: prof. Ing. Petr Slobodian, Ph.D.

Oponenti: doc. Ing. Daynier Rolando Delgado Sobrino, Ph.D.
prof. Ing. Jarmila Vilčáková, Ph.D.

Zlín, prosinec 2024

© Romana Štěpančíková

Vydala **Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně** v edici **Doctoral Thesis Summary**.
Publikace byla vydána v roce 2024.

Klíčová slova: Polymerní kompozity, uhlíkové nanotrubic, nositelná elektronika, chytré textilie, chytrá obuv, piezoresistivní senzory, piezoelektrické senzory, vodivé cesty, funkcionalizace.

Key words: Polymer composite, carbon nanotubes, wearable electronic, smart textile, smart shoe, piezoresistive sensors, piezoelectric sensors, conductive paths, functionalization.

Plná verze disertační práce je dostupná v Knihovně UTB ve Zlíně.

ISBN 978-80-7678-313-3

ABSTRAKT

Nositelná elektronika jako obor se v dnešní době značně rozvíjí. Zařízení pro nositelnou elektroniku musí splňovat následující parametry jako flexibilita, snadná implementace, jednoduchá vyrobiteľnosť a nízka cena. Na tyto všechny parametry byl v naší práci kladen velký důraz. Pro implementaci byly vybrány komerčně dostupné předměty, jako sportovní tričko a obuv, do kterých byly zabudovány naše senzory na bázi uhlíkových nanotrubic.

Jednalo se o piezoresistivní snímače, které při minimálním natažení měnily elektrický odpor. U sportovního trička se jednalo o tahové senzory, které byly umístěny v hrudní části a sloužily pro monitorování lidského dechu. Důležitým krokem bylo uchycení senzoru na tričko a následné zapouzdrění. Bylo monitorováno několik charakteristik dýchání u jednotlivce i porovnání dýchání u dvou dobrovolníků. Sledovala se roztažnost hrudní části u obou dobrovolníků. Roztažnost hrudníku při dýchání je velmi malá, proto je nutné použít citlivé snímače, které tuto změnu zachytí. Naše senzory jsou schopny citlivě reagovat na změny při dýchání. U obuvi, respektive vložky do boty, se jednalo o tlakové senzory. Tyto senzory byly vyrobeny z náhodně zapletených uhlíkových nanotrubic ve formě kompozitní struktury. Senzory budou následně umístěny na plochu komerční stélky tak, aby snímaly tlak při chůzi. Senzory budou zapouzdrěny tak, aby nenarušily integritu stélky. Signály z těchto senzorů budou vyhodnoceny v podobě tlakové mapy.

Klíčová slova: Uhlíkové nanotrubicе, nositelná elektronika, piezoresistivní senzory, funkcionalizace

ABSTRACT

Wearable electronics as a field is developing considerably these days. Devices for wearable electronics require the following parameters such as flexibility, easy implementation, simple manufacturability and low cost. High impact was placed on all these parameters in this work. For the implementation, commercially available objects such as a sports T-shirt and shoes were selected, in which our carbon nanotube-based sensors were embedded.

In this work the piezoresistive sensors was used that changed with minimal stretching electric resistance. The sports T-shirt involved tension sensors that were placed in the chest area and were used for monitoring of human breathing. An important step was attaching the sensor to the T-shirt and then encapsulating it. Several characteristics of breathing in single person were monitored as well as a comparison of breathing in two volunteers. Chest expansion was monitored in both volunteers. The expansion of the chest during breathing is very small, so it is necessary to use sensitive sensors that capture this change. Sensors are able to response sensitively to changes in breathing. In the case of shoes, or shoe insoles, these were pressure sensors. These sensors were made of randomly entangled carbon nanotubes in the form of a composite structure. The sensors will be placed on the surface of the commercial insole to sense the pressure when walking. The sensors will be encapsulated so as not to disturb the integrity of the insole. The signals from these sensors will be evaluated in the form of a pressure map.

Keywords: Carbon nanotubes, Wearable electronic, Piezoresistant sensors, Functionalization

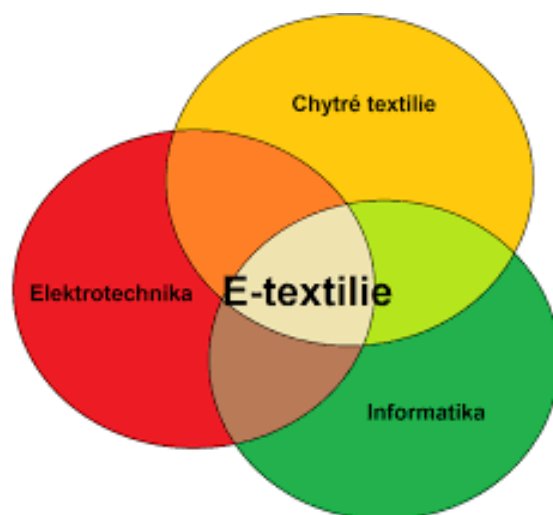
OBSAH

1	TEORETICKÁ ČÁST	7
1.1	Uhlíkové elektricky vodivé nanomateriály	8
1.1.1	Uhlíkové nanotrubičky (CNT)	9
1.1.2	Funkcionalizace CNT	10
1.1.3	CNT polymerní piezoresistivní nanokompozity a jejich příprava	10
1.2	Aplikace pro detekci mechanického stimulu	11
1.2.1	Tlakové senzory	12
1.2.2	Tahové senzory	14
1.2.3	Čitlivostní faktor (Gauge faktor - GF)	14
1.3	Nositelná elektronika	15
1.3.1	Chytré tričko	16
1.3.2	Historie chytrých bot	17
1.3.3	Vyšívací systémy	18
1.3.4	Technická omezení v nositelné elektronice	19
1.4	Materiálová analýza	20
1.4.1	Rastrovací elektronový mikroskop (SEM)	20
1.4.2	Transmisní elektronový mikroskop (TEM)	20
1.4.3	Mikroskopie atomárních sil (AFM)	21
1.4.4	Detekce změny odporu piezoresistivních materiálů	21
2	CÍLE PRÁCE	22
3	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	24
3.1	Materiály a metody	24
3.2	Testování na tričku	26
3.3	Testování stélky do boty	28
4	PŘEDBĚŽNÉ VÝSLEDKY	29
5	SHRNUTÍ VÝSLEDKŮ A BUDOUCÍ PRÁCE	39
6	REFERENCE	40
7	SEZNAM OBRÁZKŮ	46

8	SEZNAM SYMBOLŮ	48
9	CURRICULUM VITAE	51
10	SEZNAM PUBLIKACÍ	54
11	PŘEHLED OSTATNÍCH AKTIVIT	56

1 TEORETICKÁ ČÁST

Od nepaměti je známo, že textilie slouží primárně dvěma funkcím, a to ochraně našeho těla před vlivy životního prostředí a estetiky. Změna tohoto modelu v posledních letech způsobila, že se textilie, se kterými jsme v kontaktu, stávají chytrými [1]. Nové generace textilií dokážou vnímat vnější podněty, reagovat na ně a přizpůsobovat se jim. Mohou vytvářet a ukládat energii a informace. Takovým hybridem mezi světem textilií a elektroniky jsou E-textilie (Obrázek č.1.). Zavádí vyšší úroveň od textilií se statickými funkcemi k textiliím s dynamickými vlastnostmi. Inteligentní textilie v sobě integrují vysokou úroveň inteligence a lze je rozdělit do tří skupin: pasivní chytré textilie, aktivní chytré textilie a velmi chytré textilie [2]. Pasivní chytré textilie jsou schopny vnímat pouze prostředí nebo uživatele, kdežto aktivní chytré textilie mohou reagovat aktivně na podněty z okolí, což znamená integraci funkce akčního členu a snímacího zařízení. Obecně řečeno, technologie nositelných elektronických textilií umožňuje nositeli přístup k informacím v reálném čase a má možnost ukládání dat. Velmi chytré textilie dokážou vnímat reagovat a přizpůsobovat se vnějším podmínkám či podnětům a lze je ještě rozdělit na aktivní a pasivní na základě typů senzorů. Dokážou pracovat s lidským mozkem při poznávání a uvažování [3].



Obrázek č. 1. Inteligentní textilie a její složky [1].

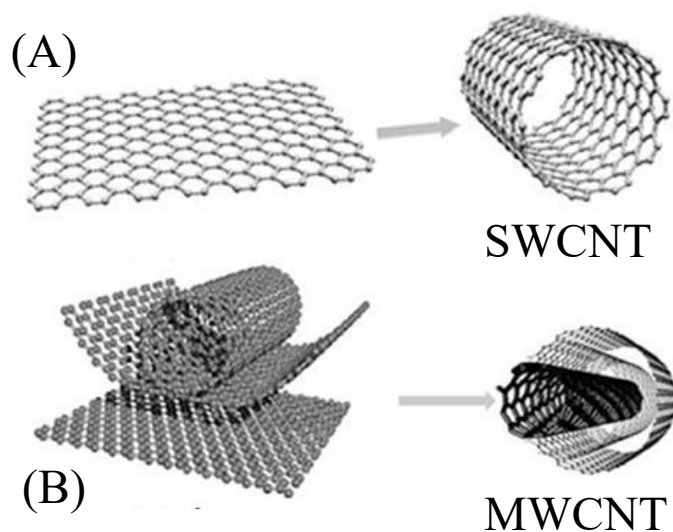
V dnešní době se lidé velmi zajímají o sledování toho, jak jejich těla fungují, aby na základě informací změnili své návyky a žili zdravěji. Monitorování vitálních funkcí, svalových aktivit a dalších fyziologických parametrů pomocí textilií je jedním z uživatelsky nejpřívětivějších přístupů, jak sledovat lidské tělo a vědět, jak funguje [1].

1.1 Uhlíkové elektricky vodivé nanomateriály

Mezi nejznámější alotropické modifikace uhlíku patří grafit a diamant. Další modifikací vznikají tzv. fullereny, které jsou tvořeny uhlíkovými molekulami C_{60} , ale vyskytují se i molekuly s vyšším počtem atomu uhlíku až C_{960} . Za běžných podmínek je nejstabilnější formou uhlíku právě grafit od ostatních modifikací. Uhlíkové nanomateriály mají mimořádné vlastnosti jako je vysoký poměr podélnosti, velký specifický povrch, vysokou pevnost a tuhost. CNT spolu s grafenem jsou popisovány jako nejpevnější nejlehčí a nejvodivější materiál. Grafen je tvořen jen jednou nebo dvěma vrstvami atomu uhlíku, které jsou uspořádány do pravidelných šestiúhelníků.

1.1.1 Uhlíkové nanotrubičky (CNT)

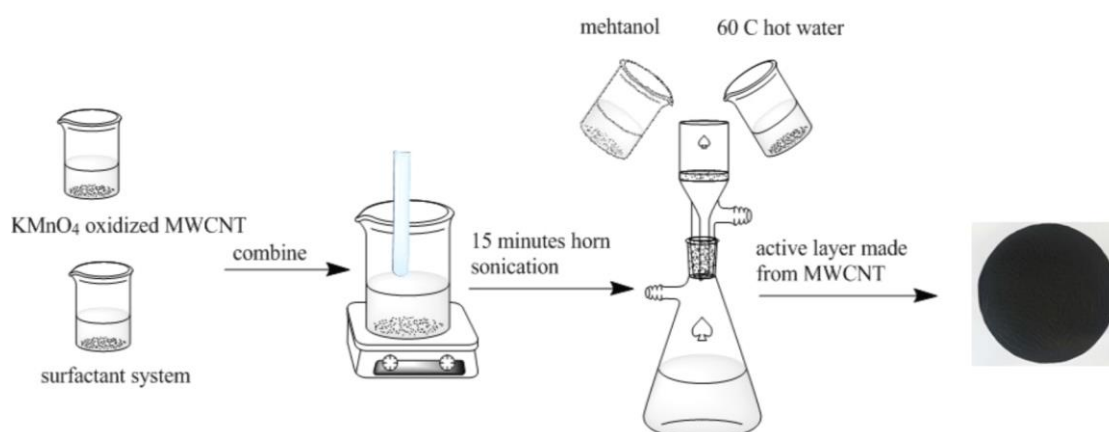
Uhlíkové nanotrubičky jsou válcovité uhlíkové struktury, které jsou tvořeny jakoby stočenou vrstvou grafenu. Mohou být jedностěnné „Single-Walled Carbon Nanotubes“ (SWCNT) s průměrem menším než 1 nanometr (nm) nebo víceštěnné „Multi-Walled Carbon Nanotubes“ (MWCNT), skládající se z několika soustředně propojených nanotrubiček s průměry dosahující více než 100 nm (Obrázek č.2.). Jejich délka může dosahovat několika mikrometrů nebo dokonce milimetrů. V CNT jsou uhlíkové atomy vzájemně chemicky vázány vazbami sp^2 do šestičlenných cyklů dále vzájemně spojených do myšleného grafenového listu. V kombinaci s touto chemickou podstatou uhlíkových nanotrubiček a dále pak nevázebnými interakcemi prostřednictvím Van der Waalsových sil, poskytují CNT potenciál k vývoji materiálů s ultra vysokou pevností a nízkou hmotností, které mají vysoce vodivé elektrické a tepelné vlastnosti. Díky tomu jsou velmi atraktivní pro řadu aplikací [4].



Obrázek č.2. (A) jedностěnné SWCNT, (B) víceštěnné MWCNT, uhlíkové nanotrubičky [4].

1.1.2 Funkcionalizace CNT

První síť uhlíkových nanotrubiček vyrobili Walters et al [7]. Nanotrubičky byly dispergovány do formy kapalné disperze a poté filtrovány přes jemnou filtrační síť. Díky procesu filtrace byla vytvořena síť z čistých nanotubic, vzájemně k sobě adherujících Van der Waalsovými silami, jako tenká samonosná, porézní struktura později pojmenovaná uhlíkový papír, Bucky paper [7]. Funkcionalizace povrchu nanotubic vede k MWCNT síti s rovnoměrnější strukturou pórů a soudržnou morfologií s nižší porozitou ve srovnání se sítěmi tvořenými z původních nanotubic. Na druhou stranu například funkcionalizace (oxidace) pomocí manganistanu draselného (KMnO_4) vede ke zkrácení MWCNT, vzniku defektních míst a otevření volných konců CNT (Obrázek č.3.).



Obrázek č.3. Postup funkcionalizace MWCNT pomocí KMnO_4 a následné přípravy „Bucky paperu“ pomocí vakuové filtrace [7].

1.1.3 CNT polymerní piezoresistivní nanokompozity a jejich příprava

Za nanokompozity se považují materiály, jejichž částice výztuže mají nejméně jeden příčný rozměr od 1 nm. Metody přípravy nanokompozitů se dělí do tří hlavních skupin podle materiálu použitých na počátku a techniky zpracování.

Interkalace polymeru nebo před-polymeru v roztoku je založena na systému s rozpouštědlem, ve kterém je polymer nebo před-polymer rozpustný a vrstvy křemičitanu v něm bobtnají [8].

Interkalační polymerace In situ je založena na tom, že je uhlíkové plnivo nabobtnáno v tekutém monomerním roztoku a samotný vznik polymeru může nastat mezi interkalovanými vrstvami uhlíku. Polymerace může být spuštěna teplotou, zářením, difuzí vhodného iniciátoru nebo katalyzátorem upevněným skrz kationovou výměnu uvnitř mezivrstvy před nabobtnáním [9].

Interkalace v tavenině se v poslední době stává hlavním způsobem přípravy nanokompozitů s plnivem a polymerní matricí. Je založena na zahřátí směsi polymeru a organicky modifikovaného uhlíkového materiálu nad teplotu měknutí polymeru. Polymerní řetězce se při zahřívání pronikávají mezi vrstvy uhlíku. Výsledný rozsah vzniklých nanokompozitů závisí na stupni proniknutí polymerních řetězců mezi vrstvy uhlíku [10].

1.2 Aplikace pro detekci mechanického stimulu

Zkouška tahem specifikuje závislost napětí na deformaci materiálu. Jedná se o statickou zkoušku, kdy je zkušební těleso zatěžováno pomalu vzrůstající zátěží v jednom směru, respektive tahem v jednom směru za pokojové teploty. Zkouška probíhá do úplného porušení soudržnosti zkušebního tělesa. Průběh zkoušky se zaznamenává pomocí tahového diagramu, který je závislostí síly F (napětí) na prodloužení ΔL (poměrném prodloužení) zkušebního tělesa [11].

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} * 100 \quad [\%] \quad (1)$$

Kde ε charakterizuje deformaci měřeného vzorku a L_0 je délka na začátku měření.

Zkouška ohybem podává důležité konstrukční informace o chování polymerních materiálů. Dovoluje stanovit modul pružnosti. Při testování je napětí ve vzorku rozloženo tak, že je maximální v krajních vrstvách a nulové uprostřed [12].

Změna elektrického odporu vyjadřuje závislost odporu R vodiče na teplotě t.

$$R=R_0 (1 + \alpha\Delta t) \quad [\Omega] \quad (2)$$

Kde R_0 je el.odpor při teplotě t_0 , α je teplotní součinitel el. odporu a Δt je rozdíl teplot $\Delta t= t - t_0$.

1.2.1 Tlakové senzory

Princip snímačů tlaku na textilní bázi lze rozdělit na odporové, kapacitní a piezoelektrické. Produkují elektrický signál, když na ně působí mechanická síla nebo je vyvolána deformace. Tyto snímače jsou obvykle vyrobeny z tkanin potažených vodivými polymery. Mění svůj odpor, kapacitu nebo generují elektrický náboj v reakci na aplikované mechanické namáhání. V závislosti na jejich aplikaci hrají tyto senzory zásadní roli při dosahování nejlepšího funkčního a snímacího výkonu v nositelném zařízení. Během posledních deseti let došlo k významnému pokroku ve vývoji senzorů na bázi textilu, protože mají četné výhody, jako je vysoká flexibilita, nízká cena a snadné zabudování do nositelných zařízení [5,12].

Různé nanostrukturované materiály a nanokompozity s vysokou flexibilitou a elektrickou výkonností byly široce využívány jako funkční materiály ve flexibilních tlakových senzorech. Mezi nejslibnější materiály patří polyvinylidenfluorid (PVDF), kopolymery PVDF a jejich nanokompozity s vysokou citlivostí, vysokou deformovatelností, vynikající chemickou odolností, vysokou tepelnou stabilitou a nízkou permitivitou, mohou splňovat požadavky na flexibilitu pro dynamické snímání tlaku v nositelné elektronice [13].

Piezoelektrické materiály přitahují po celá desetiletí velkou pozornost, protože mohou být použity v různých oblastech elektromechanických aplikací [4]. Podle principu piezoelektrických jevů jsou materiály schopné transformovat informace strukturální deformace na elektrický signál [14].

Piezo-resistivní senzory při stlačení mění svůj tvar, což způsobuje změnu kontaktní plochy mezi vodivým materiálem, což má za následek změnu odporu. Spotřebovávají mnohem méně energie a mají širokou škálu v lékařských a sportovních aplikacích. Mohou vykazovat velký detekční rozsah (0 – 200 kPa), vysokou citlivost a rychlou dobu odezvy (159 ms) [15].

Díky dobré houževnatosti, pružnosti a biokompatibilitě je PVDF nejběžněji zkoumaným piezoelektrickým polymerním materiálem. V posledních několika desetiletích byla vyvinuta celá řada metod výroby vláken PVDF. Mezi metodami vyniká elektrostatické zvlákňování vysokou účinností a nízkými náklady. Jako semikrystalický polymer obsahuje PVDF čtyři druhy krystalických fází, které byly pojmenovány α , β , γ ad. Piezoelektrická vlastnost PVDF závisí hlavně na β fázi. Mnoho článků uvádí, že obsah fáze β při elektrostatickém zvlákňování PVDF je vyšší než u PVDF litých fólií, takže je obzvláště účinné zlepšit piezoelektrické vlastnosti PVDF elektrostatickým zvlákňováním [10,12]. Elektrostatické zvlákňování bylo shledáno jako vynikající přímá a univerzální technika pro přípravu nanovláknenných materiálů. Tato disertační práce představí pokrok v PVDF nanovlákněch pomocí elektrostatického zvlákňování pro aplikace flexibilních tlakových a akustických senzorů. PVDF, kopolymery PVDF a jejich nanokompozity byly úspěšně vytvořeny jako ultrajemná nanovláknena, dokonce jako náhodně orientovaná PVDF nanovláknena elektrostatickým zvlákňováním [11]. Tato nanovláknena jsou použita jako funkční vrstvy ve flexibilních senzorech. Obsah β -fáze, která má nejsilnější polární moment, přispívá nejvíce k piezoelektrickým vlastnostem ze všech těchto krystalických fází PVDF. Tento obsah lze efektivně zvýšit úpravou technologických parametrů v procesu elektrostatického zvlákňování PVDF [12].

1.2.2 Tahové senzory

Tahové senzory neboli deformační mohou převést fyzickou deformaci na elektrický signál. Tyto výstupní signály mohou být ve formě změny elektrického odporu, kapacity nebo jiné, v závislosti na typu snímače. Odporové a kapacitní snímače napětí se častěji používají v textilních aplikacích kvůli jejich jednoduché výrobě a snadnému zabudování. Tyto typy senzorů lze použít ke snímání různých lidských pohybů a svalových aktivit jako například dýchání [12].

U odporové formy snímače napětí (piezorezistivní), se odpor textilního snímače mění s aplikovaným napětím. To je způsobeno změnou plochy nebo délky funkčního materiálu při natahování. U kapacitního snímače mechanického napětí se plocha nebo vzdálenost mezi dvěma paralelními textilními elektrodami oddělenými dielektrickým materiálem mění, což způsobuje změnu kapacity při natahování.

Oba tyto typy mají určité výhody. Přestože odporové snímače mají přímou snímací strukturu, kapacitní snímače napětí jsou považovány za citlivější a mají menší hysterezi s rychlejší dobou odezvy [12].

1.2.3 Citlivostní faktor (Gauge faktor - GF)

Citlivost flexibilního snímače je vyjádřena hodnotou citlivostního faktoru, kdy se jedná o poměr relativní změny elektrického odporu k aplikované relativní deformaci. U neoxidovaných MWCNT dosahuje GF faktor hodnoty kolem 10 při deformaci 10 %. U oxidovaných MWCNT se hodnota GF faktoru pohybuje kolem 45, což je více než 4 – násobné zvýšení. Komerční snímače napětí mají hodnotu GF asi 2-5 a schopnost pružné deformace je v jednotkách %. U těchto senzorů (tenzometrů) je citlivostní faktor dán schopností kovového drátu či fólie reagovat na vloženou deformaci také změnou elektrického odporu. Ale ty jsou například ve srovnání s polymerními kompozity méně pružné a také schopnost deformovat se ve větším rozsahu deformací je omezená [16].

1.3 Nositelná elektronika

Nositelná technologie je dnes jedním z nejatraktivnějších trendů v digitálním světě a senzory jsou jejími klíčovými prvky. Senzory detekují změnu prostředí, která může být fyzikální, chemická nebo jakákoliv jiná forma, ke které je určena. Jsou funkčními členy odesílajícími informaci o změně měřené veličiny do externího zařízení. Tyto elektronické senzory jsou často vyrobeny z anorganických materiálů, kovů, nebo polymerních kompozitů, a často jsou samonosné nebo zapouzdřené v pevných pouzdrech, nebo se implementují přímo do textilních materiálů. U kovových a anorganických materiálů je slabinou jejich malá elasticita a rozsah možné aplikované deformace. Nejsou flexibilní, nedají se prát, a mají malou odolnost vůči dynamickému a únavovému mechanickému namáhání. Navíc jim chybí pružnost, omyvatelnost, neúnavnost a nepohodlí při nošení. Je také nutno říci, že mohou vyvolávat nepohodlí při vlastním nošení, když jsou součástí oděvu. Tato omezení a některé další související technické problémy vyvolaly potřebu vyvinout nové materiály a inženýrské techniky pro spojení obou oborů, elektroniky a textilu [1].

Existují dva druhy senzorů, aktivní a pasivní. Aktivní snímače dokážou převést vstupní energii na měřitelné výstupní signály bez jakéhokoliv externího zdroje napájení. Zatímco pasivní snímač vyžaduje ke své funkci externí zdroj. Většina senzorů na bázi textilu je pasivní. Dva typy nositelných senzorů na bázi textilu, které jsou široce zkoumány, jsou elektromechanické a elektrochemické. Elektromechanické senzory generují elektrický signál, když na ně působí mechanická síla, zatímco elektrochemické senzory reagují na chemické změny. Například senzory napětí a tlaku se používají k detekci frekvence dýchání, svalových aktivit a gest nositele, způsobené mechanickou silou nebo natažením těla [2,4].

Navíc je důležité rozlišovat „chytré“ a „inteligentní“ oblečení. "Chytré" oblečení (vybavené funkcionalizovanými materiály) poskytuje soubor dat, které musí

uživatelé interpretovat sami. Chytré oblečení integruje senzory do oděvu a senzory mohou sledovat kroky uživatele (např. spálené kalorie, spánkový rytmus a úroveň stresu). Celkově je však chytré oblečení bez potenciálu automaticky korigovat zpětnou vazbou problémy pro koncového uživatele. „Inteligentní“ oblečení jsou oděvy, které umí interpretovat data automaticky a upravují se tak, aby vyhovovaly specifickým potřebám nositelů [5].

Termín „elektricky vodivé textilie“ se používá pro širokou škálu výrobků na bázi textilních vláken s velmi rozdílnou specifickou elektrickou vodivostí. Mezi elektricky vodivé textilie patří vodivá vlákna, příze, tkaniny a finální výrobky z nich vyrobené [3].

Jednou ze zajímavých a důležitých věcí, které je třeba sledovat, je určitě detekce a sledování lidského dechu. Frekvence a intenzita dýchání a způsob dýchání jsou detekované jako vertikální rozložení parametrů dechu na lidském těle [5]. Kromě toho mají tyto nové materiály sensorové technologie jedinečné vlastnosti, jako je vysoká citlivost a odezva, schopnost detekovat velké deformace, jsou flexibilní, lehké a snadné na výrobu. Navíc v mnoha případech mohou být multifunkční a mají další užité vlastnosti. Citlivost lze také úspěšně ovládat. Jejich multifunkčnost může být reprezentována následujícím seznamem vlastností: mohou mít termoelektrické vlastnosti, sloužit jako pasivní anténní prvek nebo odporový topný prvek [6].

1.3.1 Chytré tričko

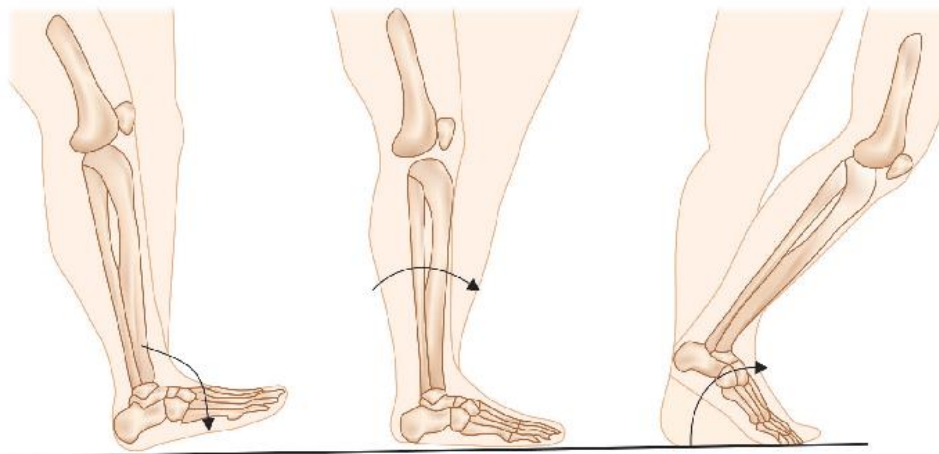
Výzkum chytrého oblečení vznikl na základě chytré lékařské košile vyvinuté společností Georgia Tech Wearable Motherboard (GTWM) v roce 1996. Tato košile byla vyrobena z optických vláken a speciálních senzorů pro detekci střelných poranění a sledování fyziologických signálů v bojovém prostředí [17, 18]. Mezi dalšími společnostmi, které se zabývali vývojem chytrého trička, byla francouzská společnost Cityzen Sciences [20]. Ta vyrobila tričko ze speciální

tkaniny s vetkanými senzory, které zaznamenávají srdeční frekvenci uživatele, polohu GPS, trasu, rychlost a nadmořskou výšku.

1.3.2 Historie chytrých bot

V polovině 80. let byli v obuvi představeny dva nové technologické pokroky. První pokrok mohl elektronicky měřit vzdálenost, průměrnou rychlost a kalorie spotřebované sportovcem. Druhým pokrokem byla počítačově založená bota s vestavěným krokoměrem, který mohl sledovat ušlou vzdálenost a kalorie spotřebované sportovcem. Jako první začaly tuto technologii implementovat do běžeckých bot firma Adidas a posléze Puma. Jednalo se o první elektronickou inteligentní botu, která dokázala měřit běžcovu vzdálenost, průměrnou rychlost a spotřebu kalorií se schopností uložit celkovou trasu, kterou běžec urazil. Ve světě běžeckých bot se tak jednalo o technologický průlom. Technologická integrace byla tak jedinečná, že se okamžitě stala hitem mezi spotřebiteli. Na počátku 90. let se na trhu začala objevovat blikající světla na podpatcích [5].

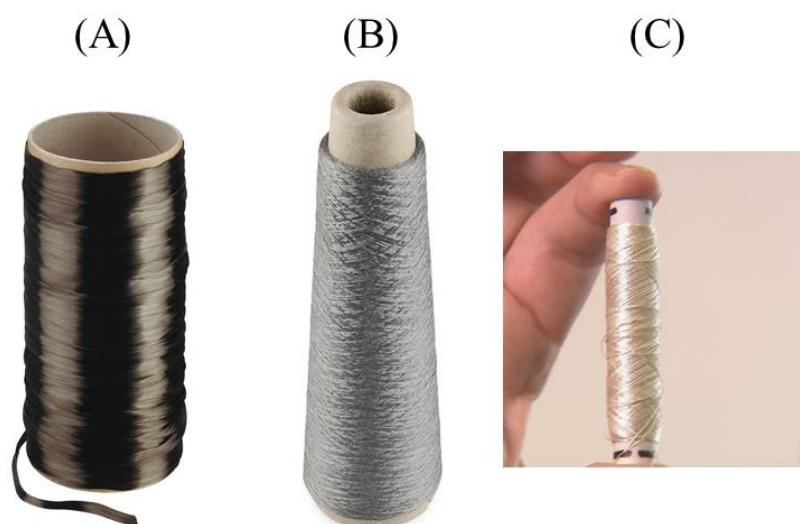
Bota se nazývá „chytrá“, když je v ní integrován alespoň jeden akční člen nebo senzor. Akční členy mohou být elektronické nebo mechanické. Dosahovaná přesnost pomocí chytrého snímače by měla být v ideálním případě více než 90 %. U chytrých bot lékařské třídy by přesnost měla překročit 99,5 %.



Obrázek č.4. Popis fáze došlapu chodidla při chůzi [5].

1.3.3 Vyšívací systémy

Možnými výrobními cestami pro elektronické textilie jsou šicí a vyšívací systémy, stejně jako tkaní a pletení. Výšivka je definovaná jako dekorativní uspořádání přízí, šňůr nebo korálek na tkanině pro získání požadované konfigurace na povrchu [3]. Flexibilitu procesu výšivky lze snadno kombinovat s vysoce výkonnými vlákny a vytvářet vysoce výkonné materiály šité na míru. Digitální vyšívací vzory navíc umožňují kombinovat elektronické součástky na textilním povrchu, tj. vodivé příze mohou být vyšívány s konvenčními přízemi nebo bez nich, aby se na textiliích vytvořil prvek elektrické vodivosti tak, aby proud procházel vyšívaným vzorem [21]. Vyšívané příze lze použít jako elektrodu nebo jako nositelnou anténu.



Obrázek č.5. (A) Uhlíkové vlákno, (B) vodivá nit, (C) vodivá hybridní nit vyrobená Západočeskou univerzitou v Plzni s označením CU/Ag 54 [21].

1.3.4 Technická omezení v nositelné elektronice

Je zapotřebí věnovat pozornost vyřešení všech technických omezení, zejména přesnosti a spolehlivosti měřených údajů, jako například snížení šumu, dále spolehlivosti, bezpečnosti, zabezpečení přenosu údajů, trvanlivosti včetně omyvatelnosti a dlouhodobé přesnosti výrobku.

Trhu s chytrým textilem stále chybí vyspělost. Současné systémy potřebují zlepšení z hlediska spolehlivosti, jako je přesnost opakovatelnost a reprodukovatelnost. Je třeba reagovat na riziko interference nositelné elektroniky s komunikačními systémy a dalšími elektronickými systémy, jako jsou například kardiostimulátory. Navíc vnitřní a vnější podmínky prostředí, jako je silné pocení nebo déšť, mohou také narušovat správné fungování chytrých textilií. Komunikační systémy v elektronických textiliích, jako je Bluetooth, umožňují připojení textilie k dalším inteligentním zařízením pro vizualizaci a analýzu dat získaných v reálném čase. S tím souvisí bezpečnost a zabezpečení citlivých uživatelských informací, která se shromažďují v nositelných zařízeních. Taková zařízení mají schopnost zachytit a přenášet informace o okolí.

Chytré textilie jsou během používání vystaveny silnému ohýbání, kroucení a roztahování. Senzory na bázi textilu jsou náchylné k poškození během praní. Mechanické vlastnosti a chování nositelné elektroniky při praní musí být proto dobré. Je důležité hledat ekonomickou metodu výroby vysoce vodivých a odolných vodivých senzorů s vynikající citlivostí, které mohou dobře fungovat v dalších náročných podmínkách použití, tj. při vysoké teplotě a vlhkosti [3].

1.4 Materiálová analýza

S ohledem na vývoj technologických nástrojů ustoupila optická mikroskopická analýza rozšířeným mikroskopickým výzkumným přístrojům. Světelný mikroskop pomáhá pozorovat předměty, které nejsme schopni spatřit pouhým okem, tj. předměty, které mají velikost menší než 0,2 mm, transmisní elektronový mikroskop (TEM) poskytuje informace o chemických mechanických vlastností vzorku. Dobře známé techniky pro záznam povrchových vlastností je rastrovací elektronová mikroskopie (SEM) a mikroskopie atomárních sil (AFM). Mají lepší rozlišení ve srovnání s konvenční optickou světelnou mikroskopií. Zkoumají morfologické vlastnosti E-textilních komponentů [22].

1.4.1 Rastrovací elektronový mikroskop (SEM)

Je jednou z běžných metod zobrazování mikrostruktury a morfologie materiálů. Při SEM je elektronový paprsek s nízkou energií vyzařován do materiálu a skenuje povrch vzorku. Jedním z důvodů, proč je pro analýzu částic preferována SEM je, že má široký rozsah zvětšení, obecně od 25x do více než 650 000x, a dokáže zaznamenat objekty od velikosti 1,5 nm [23].

1.4.2 Transmisní elektronový mikroskop (TEM)

Je vhodný nástroj pro studium libovolných materiálů od mikrometrů až po nanometrové měřítko. Spolu s elektronovou difrakcí a doplňkovými analytickými metodami umožňuje TEM změřit například rozložení výskytu chemických prvků. Tím přispívá k pochopení vlastností a jevů určujících makroskopické chování

materiálů. TEM funguje tak, že jeho paprsek elektronů prochází vzorkem. Paprsek elektronů je emitován termionickým zdrojem, obvykle jemným wolframovým drátem elektricky ohříváným při vysokých napětích za poměrně vysokého vakua, obvykle 10^{-5} Torr [23].

1.4.3 Mikroskopie atomárních sil (AFM)

Je založená na snímání polohy malého hrotu, který vykonává pohyb po povrchu vzorku v rastru. Citlivost měření je výrazně závislá od použitého hrotu. Používá se k trojrozměrnému zobrazování povrchů. Kontaktní mód nám může poskytnout informaci o kvalitativní změně koeficientu tření a semikontaktní mód nám může poskytnout informaci o kvalitativní změně modulu pružnosti. AFM má výhodu, že zobrazuje téměř jakýkoliv typ povrchu, včetně polymerů, keramiky, kompozitů, skla a biologických materiálů [23].

Mezi další techniky analýzy patří *Ramanova spektroskopie*, která nabízí podrobné informace týkající se chemické struktury, fázové a polymorfní krystalinity a molekulárních interakcí. Jedná se o efektivní a nedestruktivní techniku, která poskytuje informace o vibračních a rotačních přechodech v molekulách. *Diferenční skenovací kalorimetrie* (DSC) je experimentální metoda studující tepelné procesy fyzikálních dějů probíhajících v materiálu. Tyto tepelné procesy jsou studovány v závislosti na teplotě nebo na čase. Mnoho fázových změn v materiálech je doprovázeno buď uvolňováním nebo spotřebováváním tepla [24].

1.4.4 Detekce změny odporu piezoresistivních materiálů

Pro detekci změny odporu byla zvolena *kríповá deformační zkouška*, která je normována pro tah, tlak i ohyb. Zkušební těleso ve tvaru oboustranné lopatky se na jednom konci pevně uchytlí a na druhém se napíná konstantní silou, což způsobí deformaci tělesa [25].

2 CÍLE PRÁCE

Cílem práce bylo vytvoření nanokompozitních uhlíkových materiálů se specifickými materiálovými vlastnostmi. Tyto materiál vynikají tím, že jsou elektricky vodivé a vysoce elastické. Vytvořený nanokompozit byl integrován nejdříve do komerčně dostupného trička, aby nenarušil jeho běžné užité vlastnosti. Následně byl kompozit integrován i do stélky boty. Pro tento účel byly použity uhlíkové nanotrubičky jako plnivo. Z nanotrubic byla vytvořena síť pomocí vakuové filtrace. Takto vzniklá samostatná vrstva byla dále použita k vytvoření kompozitního materiálu. Vlastnosti senzoru byly podrobeny komplexní analýze.

Síť MWCNT byla upevněna na polyuretanové těleso pro zkoušku krípu. Aktuální navrhované řešení polymerních kompozitních vysoce elastických a tahových senzorů přineslo novou generaci těchto deformačně elektricky citlivých převodníků na bázi materiálů z oblasti nanokompozitních materiálů. Ty mohou být deformovány v širokém rozsahu deformací hrudníku (deformace při dýchání se pohybuje v rozmezí jednotek procent až cca 14 %), dále pak s vysokou citlivostí, kterou lze výrazně zvýšit chemickou funkcionalizací [26–28].

Aplikační oblast vede k vytvoření prototypu systému monitorování dechu včetně vlastních integrovaných senzorů na tričko. V budoucnu je možné zvážit použití tohoto systému pro sportovní a fitness oblečení, kdy bude senzor zaznamenávat údaje o tělesných aktivitách, vyhodnocovat tato data pro uživatele, což může vést ke zlepšení těchto činností, výkonu sportovců a každodenních aktivit jednotlivce. Je zde demonstrována výroba elastického a flexibilního snímače napětí na bázi uhlíkových nanotrubiček (CNT), který se právě používá pro monitorování lidského dechu. Pro tento projekt byly CNT vybrány právě pro svoje vhodné fyzikálně-mechanické vlastnosti.

Celkové řešení předpokládá vytvoření komplexního systému pro monitorování lidského dechu integrací polymerních senzorů do komerčního trička a flexibilní vložky do boty, která bude sledovat pohybové aktivity. To sebou neslo

nejen přípravu a optimalizaci vlastního senzoru, ale také zvládnutí technik jeho integrace do trička i do stélky boty, vytvoření systému sběrných elektrod a aparátu pro sběr dat. V tomto ohledu se jednalo o komplexní řešení, které by bez podpory z dalších zdrojů nebylo v rámci samotného projektu proveditelné. Projekt (IGA) vyřešil přípravu vlastního senzoru a jeho testování pro rozsahy deformací dosahovaných při dýchání a chůzi jednotlivce, jeho integraci do trička, do stélky boty, zapouzdření aktivní vrstvy k zamezení styku s okolím. Na základě zjištění z měření byl senzor optimalizován tak, aby dosahoval dobrým parametrům citlivosti, vratnosti, opakovatelnosti a reprodukovatelnosti. Byly tedy aplikovány metody pro zvýšení citlivosti jak chemické (chemická funkcionalizace), tak i mechanické (mechanické před-deformování). Elektronický sběr a přenos dat a vizualizace v aplikaci mobilního zařízení byla řešena ve spolupráci s firmou MioMove a Ministerstva průmyslu a obchodu České Republiky pod příslušným projektem (EG17_107/0012417).

3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

3.1 Materiály a metody

Experimentální část si klade za cíl shrnout dosažené výsledky experimentů, které vedou k vytvoření nové generace nositelné elektroniky potažmo senzorů, které tyto jinak běžně používané části oděvu či obuvi dělají chytrými. Při přípravě senzorů se používají nové high-tech nanomateriály a technologie s vysokou přidanou hodnotou, které se však integrují do již existujících oděvů či obuvi, tak aby nenarušily jejich původní funkci a zároveň udržely komfort používání. Tento cíl je poměrně náročný stýkající mnoho především technických úskalí.

K dosažení požadované funkčnosti byly použity následující suroviny a použité výrobní postupy.

Vícestěnné uhlíkové nanotrubičky (MWCNT) byly nakoupeny od Sun Nanotech Co. (Čína). CNT byly syntetizovány metodou chemického napařování acetyleny (CVD). Jako prekurzor byl použit acetylen. MWCNT mají tyto vlastnosti: průměr 10–30 nm, délku 1–10 μm , elektrický odpor 0,12 Ωcm a čistotu více než 90 %. Transmisní elektronovou mikroskopií (TEM, JEOL Ltd., Tokio, Japonsko) byl zjištěn průměr jednotlivých nanotrubiček mezi 10 a 60 nm a jejich délky od desítek mikrometrů do 3 μm [27]. Maximální poměr stran nanotrubiček byl asi 300 [27].

Netkané polyuretanové (PU) porézní membrány pro disperzní filtraci MWCNT byly připraveny elektrostatickým zvlákňováním z PU roztoku. Elektrostatické zvlákňování z roztoku polyuretan dimethylformamid/methylisobutylketon (DMF/MIBK, 1:3) bylo provedeno ve spolupráci s firmou SPUR as. společnosti České republiky ve Zlíně.

Termoplastický polyuretan (TPU) Desmopan DP 385 S (Bayer MaterialScience, Leverkusen, Berlín, Německo). Použitý TPU je vysoce

elastický elastomerní polyuretan s maximální pevností až 400 %. Slouží jako elastický podklad pro senzorickou vrstvu MWCNT. Je tedy nedílnou součástí snímače, který se skládá z těchto dvou funkčních vrstev [28].

Tímto procesem je připraven vysoce flexibilní a elastický snímač, aby byl schopen měřit deformace velkého rozsahu. Je také důležité, aby byl polymer termoplastický. Filtrační membrána se pak v procesu přípravy roztaví a stane se adhezivní vrstvou mezi dvěma složkami. Na závěr lze také použít jiné polymerní elastomerní matrice.

MWCNT byly dále upraveny oxidací KMnO_4 . Cílem oxidace bylo zkrácení řetězců MWCNT a zvýšení obsahu kyslíkatých skupin kovalentně vázaných na CNT, jako jsou karboxylové a hydroxilové skupiny a skupina karbonylová. Tento postup také vede k lepší schopnosti rozptýlit se v dispergačním médiu a vytvořit uniformní disperzi CNT [28].

Vodná disperze MWCNT byla připravena sonikací v přístroji UP 400 S od Dr. Hielscher GmbH (ultrazvuková houkačka S7, amplituda 88 μm , výkon 300 W a frekvence 24 kHz, Stuttgart, Německo) po dobu 15 minut při pokojové teplotě. Koncentrace nanotrubiček v suspenzi byla 0,3 % hmotn. Navíc byl přidán vodný roztok NaOH pro úpravu pH na 10. Pro vytvoření propletené sítě MWCNTs byla použita porézní polyuretanová membrána za pomoci vakuové filtrace. Kdy 30 ml homogenizované disperze bylo přefiltrováno přes nálevku o průměru 90 mm. Připravená síť MWCNT byla několikrát promyta deionizovanou 60 °C horkou vodou, poté methanolem in situ a sušena mezi dvěma filtračními papíry po dobu 24 hodin [28,29].

Pro creepový test byly vybrány sítě MWCNT (čisté) a oxidované MWCNT (KMnO_4). Kompozitní pásy 55 mm \times 10 mm (D \times Š) byly navařeny na polyuretanová tělesa a postupně zatěžovány od 0,167 do 1,066 MPa.

Výše připravená struktura byla analyzována následujícími analytickými metodami XPS a DSC.

Rentgenová fotoelektronová spektroskopie (XPS) na přístroji TFA XPS Physical Electronics (PHI-TFA, Physical Electronics Inc., Chanhassen MN, USA) [30] při základním tlaku v komoře asi 6×10^{-8} Pa. Vzorky byly excitovány rentgenovým zářením na ploše 400 μm s monochromatickým zářením Al $K_{\alpha 1,2}$ při 1486,6 eV. Fotoelektrony byly detekovány pomocí hemisférického analyzátoru umístěného pod úhlem 45° vzhledem k normále k povrchu vzorku. Survey-scan spektra byla vytvořena při průchozí energii 187,85 eV, energetický krok byl 0,4 eV. Jednotlivá spektra s vysokým rozlišením pro C1s byla vzata při propustné energii 23,5 a energetickém kroku 0,1 eV. Koncentrace prvků byla stanovena z průzkumných spekter pomocí softwaru MultiPak v7.3.1 od společnosti Physical Electronics (Physical Electronics Inc., Chanhassen MN, USA) [29].

Následovala metoda diferenční skenovací kalorimetrie (DSC). První ohřev byl nastaven tak, aby vymazal tepelnou historii z 25 na 180 °C (rychlost ohřevu 10 °C·min⁻¹) pomocí 5minutové izotermy, poté ochlazení z 180 na -60 °C (rychlost chlazení 10 °C·min⁻¹), izoterma při -60 °C po dobu 5 min. Druhý cyklus ohřevu byl od -60 do 250 °C (10 °C·min⁻¹) a byl určen pro analýzu testovaného materiálu[30,31].

3.2 Testování na tričku

První testování proběhlo s jedním senzorem na hrudi dobrovolníka, kdy principem zkoušky bylo rozpínání a smrštění senzoru při nádechu a výdechu. U trička se tedy jednalo o tahový senzor. Po zjištění parametrů byly na tričko nažehleny celkem čtyři senzory (Obrázek č.14) a následně testovány. Kompozitní proužky o rozměrech 55 mm × 10 mm s tloušťkou 0,08 mm a hmotností přibližně 2,57 mg byly přímo nažehleny na komerční sportovní triko pro monitorování lidského dýchání [32]. Změna elektrického odporu byla měřena podél délky vzorku dvoubodovou technikou pomocí Multiplex

dataloggeru 3498A. Elektrody pro dvoubodové měření elektrického odporu byly připraveny z velmi tenkých Cu drátů připevněných na senzory s Ag vodivým lakem. Doba vytvrzení Ag vodivého laku po nanesení na senzor byla 2 hodiny při RT. Dále byly k elektrodám připevněny sběrné koncovky vytvořené vyšitím hybridní elektricky vodivou nití (CU/Ag 54). Tato zmiňovaná technika nemá vliv na elasticitu použitého trička. Měření elektrického odporu jako závislosti na čase bylo prováděno během dechových a výdechových cyklů dýchání. První komerční sportovní tričko bylo vybráno od české sportovní značky (Moira CZ as, Strakonice, Česká republika) Moira se složením 97 % polypropylen značky Moira a 3 % elasthan. Další sportovní tričko bylo opatřeno ve sportovním řetězci Decathlon pod označením Kipsta. Tričko musí být upnuté v celé horní polovině těla, proto byla zvolena velikost XS–S. Polyesterový mezivrstevový proužek je nezbytný pro nažehlení senzoru na tričku.

Dvousložková silikonová pryž GMS 2628 od Dawex Chemical s.r.o. (Česká republika, Zlín) se skóre tvrdosti 26–28 A a s vysokou elasticitou byla použita také pro pokrytí finálního snímače.

Změna elektrického odporu sítě MWCNTs v cyklech nádech/výdech byla měřena podélně dvoubodovou metodou pomocí Multiplex dataloggeru 34980A (Keysight technologies, Santa Rosa, CA, USA) připojeného k PC se vzorkovací frekvencí 10 Hz.

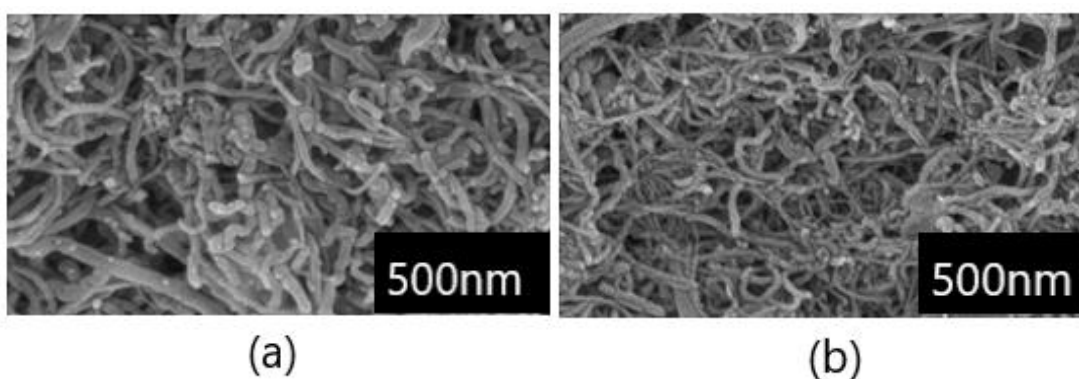
Mikrofotografie využívající rastrovací elektronovou mikroskopii (FEI Nova NanoSEM 450, (FEI company, Hillsboro, Oregon, Spojené státy americké) byly použity k pozorování vzorků MWCNT (čisté) a MWCNT (KMnO₄) a také polotovaru filtrace a finálních kompozitů TPU/MWCNTs.

3.3 Testování stélky do boty

Testování spočívalo v zaměření se na aplikaci snímačů tlaku zabudovaných do flexibilní vložky boty. Principem byla simulace chůze, respektive vyvíjení tlaku na senzory. Stélka obsahuje sedm tlakových senzorů, které jsou rozmístěny po celé ploše stélky. Rozměry senzorů odpovídají rozměrům senzorů, které byly použity i na tričko. Kompozitní proužky byly nažehleny spolu s polyesterovou (PES) mřížkou na elastickou PES tkaninu. Následně byla PES tkanina vložena do formy pro zapouzdrění a precizního vytvarování tvaru stélky pomocí dvousložkové silikonové pryže. Typ dvousložkové silikonové pryže byl stejný jako na tričku. Vložka byla ve výsledku flexibilní a připravena pro různé druhy lidského pohybu.

4 PŘEDBĚŽNÉ VÝSLEDKY

Pro tuto disertační byly použity dva typy MWCNT a testovány jako čisté a oxidované. Na základě výsledků křipové zkoušky byl vybrán vzorek oxidovaných MWCNT (KMnO_4) a porovnán s hodnotami MWCNT (původní dodané výrobcem). Síť MWCNT (původních) se skládala z dlouhých propletených trubek (obrázek č. 6a), zatímco síť MWCNT (KMnO_4) byla zkrácena v důsledku předchozí oxidace (obrázek č. 6b). Proto byl počet kontaktů maximalizován, což vedlo k vysoké citlivosti senzoru na změny napětí/deformace.

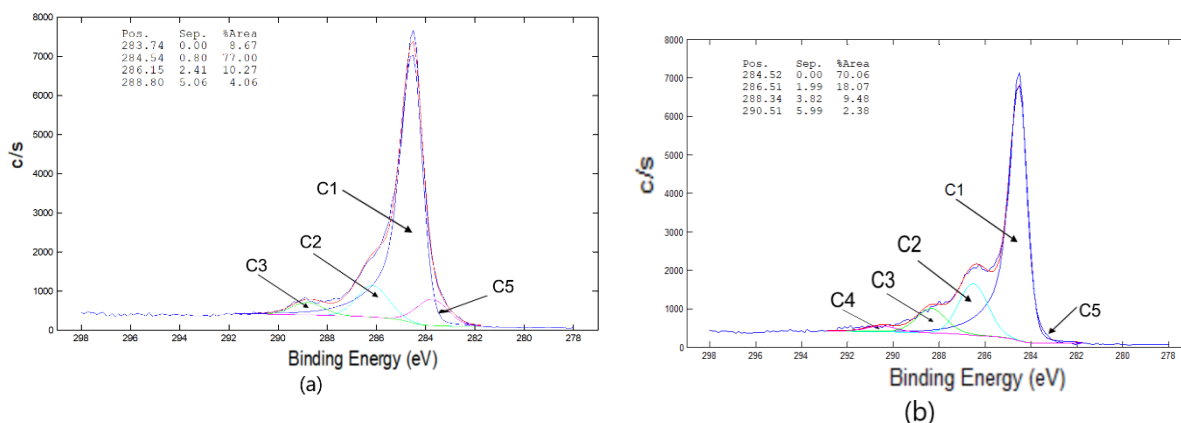


Obrázek č.6. Mikrosnímek sítě uhlíkových nanotrubic z rastrovacího elektronového mikroskopu (SEM). Horní povrch sítě propletených uhlíkových nanotrubic připravený filtrační metodou z vícestěnných uhlíkových nanotrubic (MWCNT; čistý) a oxidovaných MWCNT (KMnO_4). (a) SEM mikrofotografie MWCNT (čisté). (b) SEM mikrofotografie MWCNT (KMnO_4).

Podle našich výsledků XPS MWCNT byl celkový obsah kyslíku stanoven na 18,8 hm % pro původní MWCNT a 21,4 % pro oxidované CNT. Poměr uhlíku sp^3/sp^2 byl 2,50 a 1,69 pro původní MWCNT a oxidované KMnO_4 (obrázek 7), v tomto pořadí [33-36].

Měrný elektrický odpor těchto sítí byl naměřen $0,084 \pm 0,003 \Omega\text{cm}$ pro síť vyrobenou z původních MWCNT a $0,156 \pm 0,003 \Omega\text{cm}$ pro síť z oxidovaných trubek KMnO_4 [37].

Porozity dvou hlavních sítí byly vypočteny na 0,67 a 0,56 pro původní a oxidovanou síť [37-39].

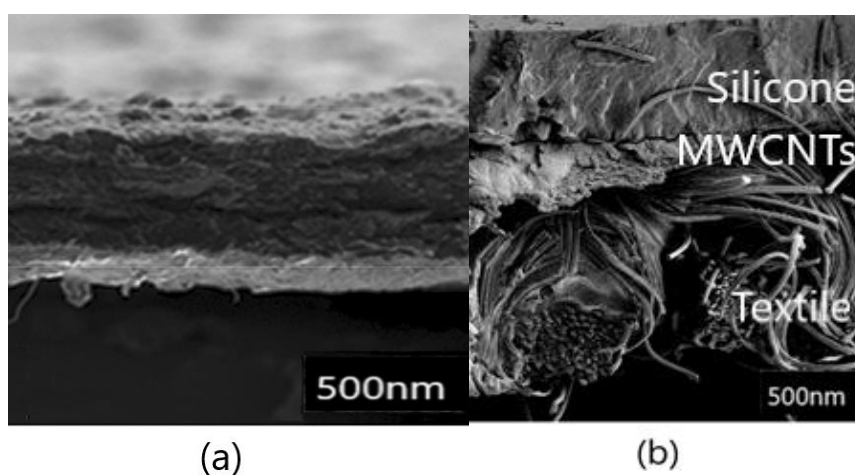


Obrázek č.7. Rentgenová fotoelektronová spektroskopie (XPS) pro CNT/PU a CNT/PU KMnO_4 . (a) Proložení křivky uhlíkového spektra C1s MWCNT (původní). (b) Proložení křivky uhlíkového spektra C1s MWCNT (KMnO_4).

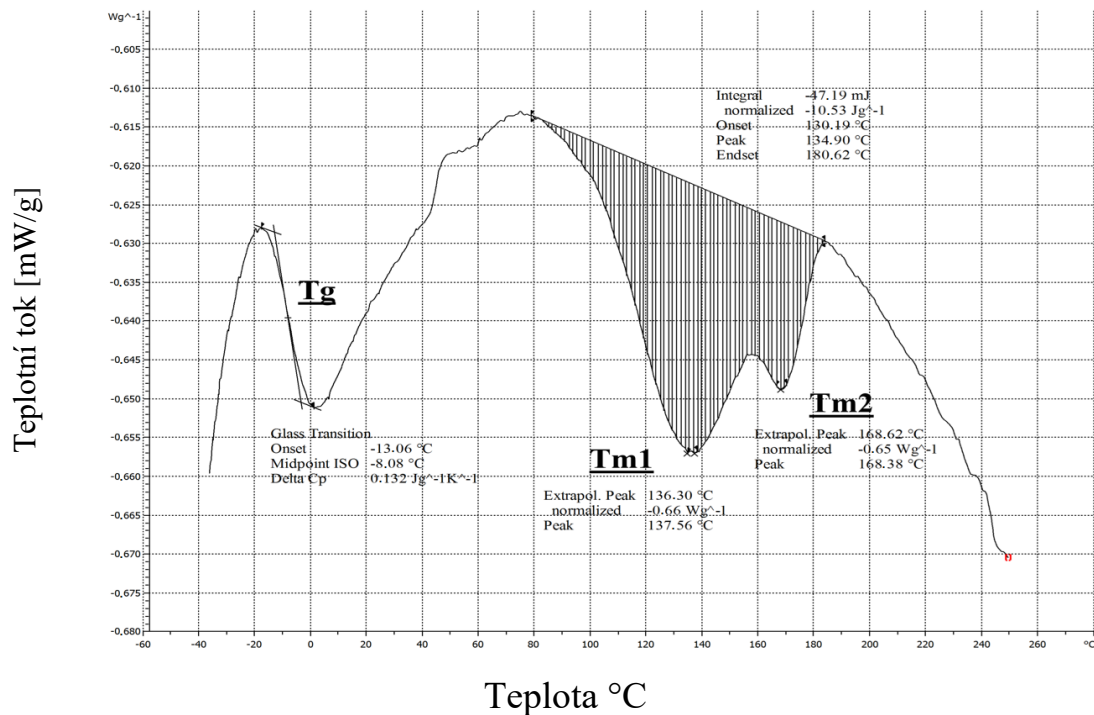
Princip snímání deformace změnou elektrického odporu sítě je na principu redukce kontaktů mezi jednotlivými nanotrubičkami a vytváření trhlin v uhlíkovém papíru. Když jsou kompozity prodlužovány, počet kontaktů klesá, což vede k makroskopické změně odporu senzorské vrstvy [39]. Naopak při relaxaci kompozitu se počet kontaktů zvyšuje, což vede k reverzibilnímu snížení odporu kompozitu. Jak bylo demonstrováno, oxidace vede k tvorbě kyslíkových funkčních skupin vytvořených na povrchu CNT, což způsobuje zvýšení kontaktního odporu v přechodech CNT, a také zvýšení těchto kontaktů v síti CNT. Výsledkem je zvýšení citlivosti snímače na namáhání při pozorování procentuální změny odporu při deformaci [40].

Morfologii připraveného kompozitu působícího jako deformační senzor lze demonstrovat na obrázku č. 8. V principu se jedná o kompozit tvořený třemi vrstvami jako komerční triko, vrstvou na rozhraní CNT/TPU a dvousložkovou silikonovou pryží [28].

Obrázek č. 9 charakterizuje DSC analýzu netkané termoplastické PUR membrány. Byl pozorován skelný přechod (T_g) elastomerní složky, $T_g = -8,08$ °C. Je také možné sledovat dvě po sobě jdoucí oblasti tavení materiálu (endotermický proces) $T_{m1} = 137,56$ °C a $T_{m2} = 168,38$ °C.



Obrázek č.8. (a) Průřez filmu MWCNT (nahore) a podpůrné TPU filtrační membrány (dole). (b) Průřez kompozitu MWCNT po svařování taveninou [foto autora].



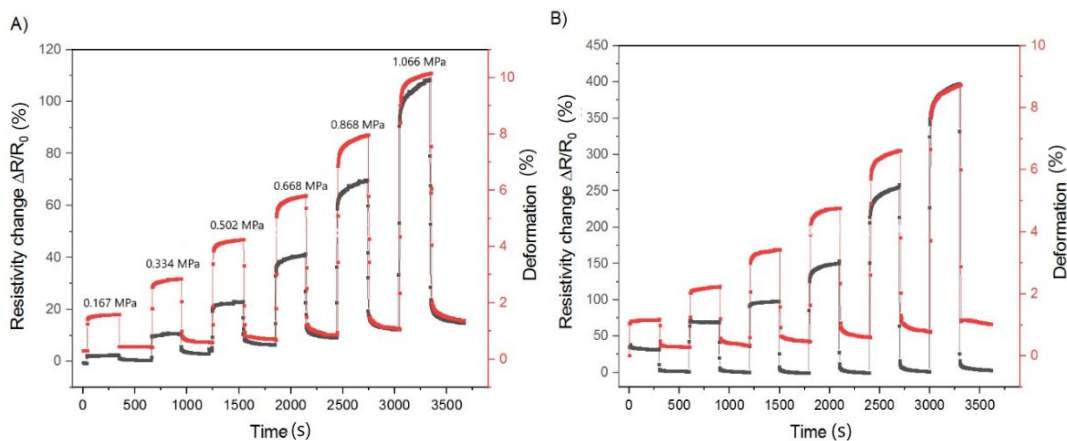
Obrázek č.9. Diferenciální skenovací kalorimetrie (DSC) netkané polyuretanové membrány.

V prvním případě byly senzory MWCNT (čisté) a oxidované MWCNT (KMnO₄) deformovány tahovým napětím od 0,167 do 1,066 MPa v šesti cyklech protažení/relaxace a byly porovnány. Výsledky jsou znázorněny na obrázku č.10 jako procentuální změna relativního odporu,

$$\Delta R/R_0 = (R - R_0)/R_0 \quad (3)$$

kde R_0 je elektrický odpor měřeného vzorku před prvním protažením a R je odpor během protažení, deformace je relativní změna délky vzorku.

Doby prodloužení, kdy bylo napětí v rozsahu od 0,167 do 1,066 MPa a relaxace po odstranění zátěže, byly 300 s (obrázek č.10). Maximální změny odporu MWCNT (čisté) byly 110 % a deformace byla 10 %. Maximální změny odporu MWCNT (KMnO₄) byly 400 % a deformace byla 9 %, což představuje čtyřnásobné zvýšení citlivosti.

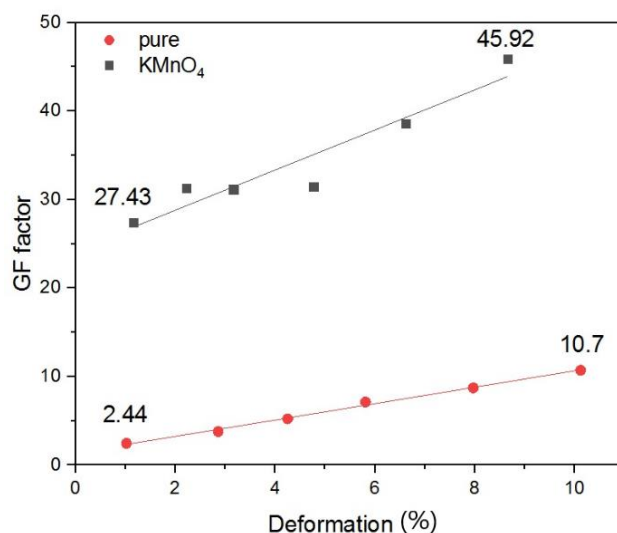


Obrázek č.10. Porovnání změny relativního odporu vs. deformace pro snímač MWCNT (čistý) (A) a MWCNT (KMnO₄) (B) v šesti cyklech extenze/relaxace vyvolaných tahovým napětím (od 0,167 do 1,066 MPa). Tahová napětí jsou pro obě měření stejná. Deformace je označena červenými kroužky, relativní odpor představují černé kroužky.

Dále je citlivost na aplikované prodloužení, deformace ε , definována Gauge faktorem (GF)

$$GF = (\Delta R/R_0)/\varepsilon \quad (4)$$

Deformace představuje relativní změnu délky vzorku jako poměr mezi změnou délky vzorku ΔL vzhledem k počáteční délce L_0 , $\varepsilon = \Delta L/L_0$. Obrázek č. 11 ukazuje závislost citlivostního faktoru GF na deformaci ε .



Obrázek č.11. Závislost citlivostního faktoru (GF) s rostoucí deformací pro snímače MWCNT (čistý) a oxidované MWCNT (KMnO₄).

Jednalo se o kríčovou zkoušku, což znamená zatěžování konstantním tahovým napětím s následným měřením deformace a odporu vzorku v čase. Po 5 minutách zatížení následovala relaxace v dalších 5 minutách v nezatíženém stavu, kdy došlo včas ke zpětnému krípu. Vzorek byl poté zatížen odpovídajícím vyšším napětím. Nakonec bylo šest po sobě jdoucích cyklů zatížení/odlehčení. Protážení vzorku vedlo ke zvýšení makroskopického odporu kompozitu a reverzibilnímu poklesu odporu, když byl vzorek ve stavu bez zatížení a mechanické napětí se uvolnilo. Obecně je pak snímač citlivý na deformaci a tato odezva je vratná. Naměřená hodnota GF dosáhla pro ukázkovou hodnotu 11 pro MWCNT (původní) a 46 pro MWCNT (KMnO₄) při aplikované deformaci 10 % (Obrázek č.11). Princip snímání je ve vytvoření mikrotrhlin a snížení počtu kontaktů v CNT síti, což vede ke zvýšení makroskopické elektrického odporu. Když se kompozit uvolní, mikrotrhlina se uzavře, což vede k reverzibilnímu snížení odporu. Oxidace zahrnuje více funkčních okysličených skupin chemicky navázaných na povrch CNT, což vede k prudšímu zvýšení odporu během deformace a

citlivějšímu senzoru na namáhání. Předpětí vede ke vzniku trhliny, která se v dalších cyklech snadněji otevírá, což opět vede k vyšší citlivosti senzoru [19]. V další části je popsána aplikace senzoru ke sledování lidského dechu u dvou dobrovolníků. Následně byly pozorovány různé typy dýchání, a to hluboké a normální dýchání. Jak je znázorněno na obrázku č.12, tento integrovaný senzor MWCNT (KMnO_4) byl upevněn na tričku. Dva dobrovolníci A a B byli vybráni k testování normálního a hlubokého dýchání. Maximální deformace hrudníku dobrovolníka (A) byla 5 % při hlubokém dýchání a změna elektrického odporu byla 30 %. U dobrovolníka (B) byla maximální deformace obvodu hrudníku 7 % pro hluboké dýchání a změna elektrického odporu byla 65 % (obrázek č.13).

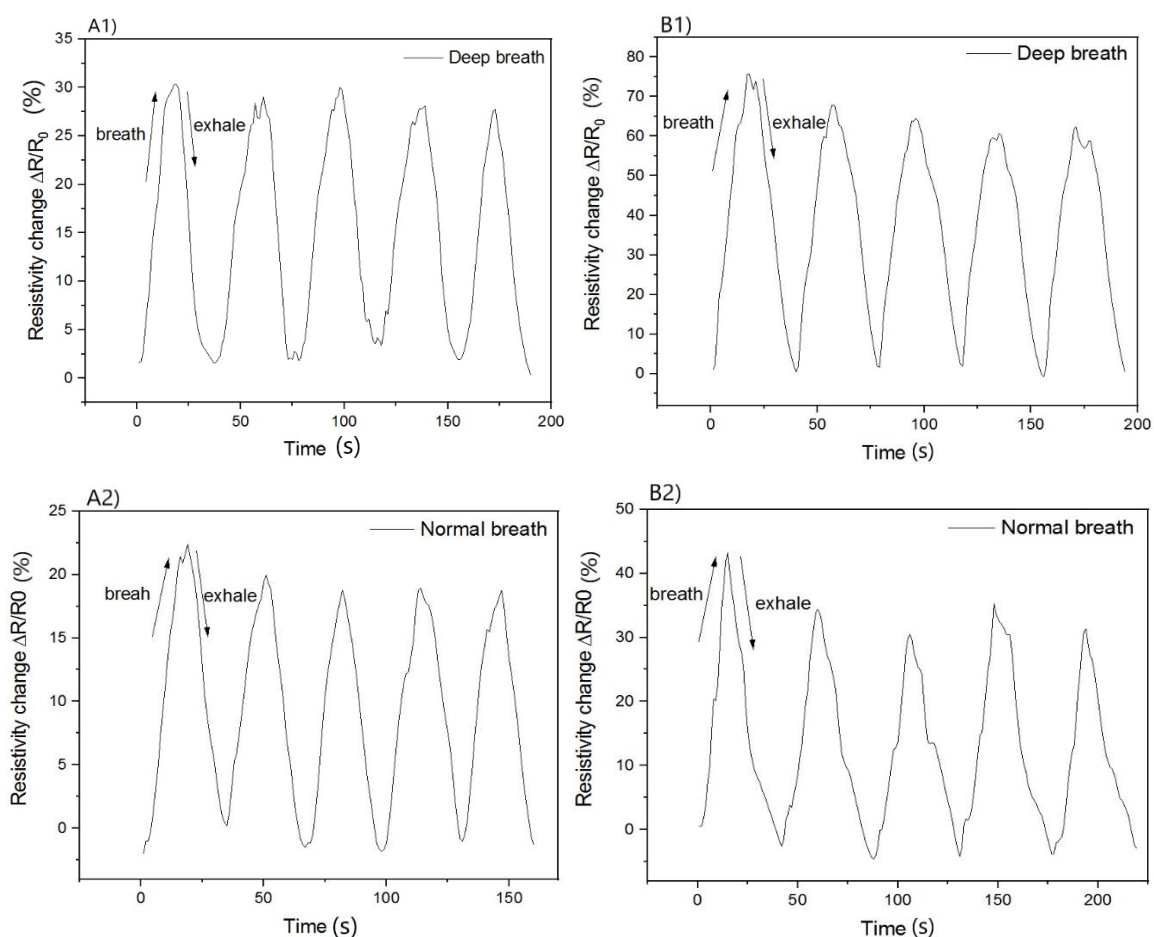
Odezva snímače na elektrický odpor byla tedy velmi citlivá na deformaci. Senzor byl reverzibilní a dokázal detekovat dýchání v reálném čase.

Stabilizační účinek na cykly prodloužení odporu a zbytková normalizovaná změna odporu byly konstantní po přibližně pěti cyklech. Čili při prvních deformacích získala síť nanotrubiček strukturu, která zůstala víceméně stejná bez ohledu na počet deformačních cyklů. Tato mechanická stabilizace je výhodná pro použití snímače jako prvku pro snímání prodloužení.

Po otestování jednoho senzoru na tričko byly na tričko Kipsta nažehleny čtyři senzory (Obrázek č.14) a následně otestovány. Prezentovaný vývoj rozšiřuje a vylepšuje dosavadní výsledky. Na obrázku č.15 jsou již uvedeny výsledky všech měření ze čtyř senzorů. Je zde zaznamenáno dýchání a hluboké dýchání se zadržením dechu. U obrázku č.16 je popsána vložka do boty s rozmístěnými tlakovými senzory.

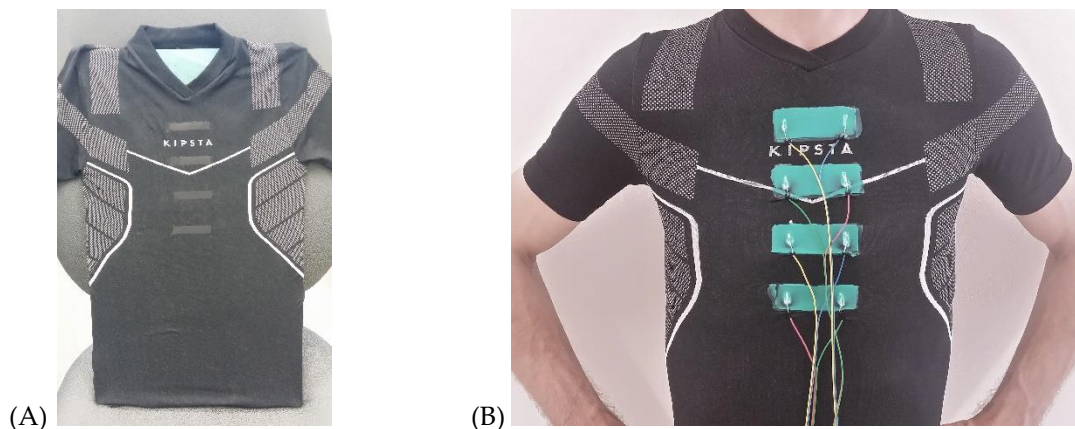


Obrázek č.12. Umístění jednoho senzoru na tričko pro praktickou aplikaci monitorování lidského dechu [foto autora].

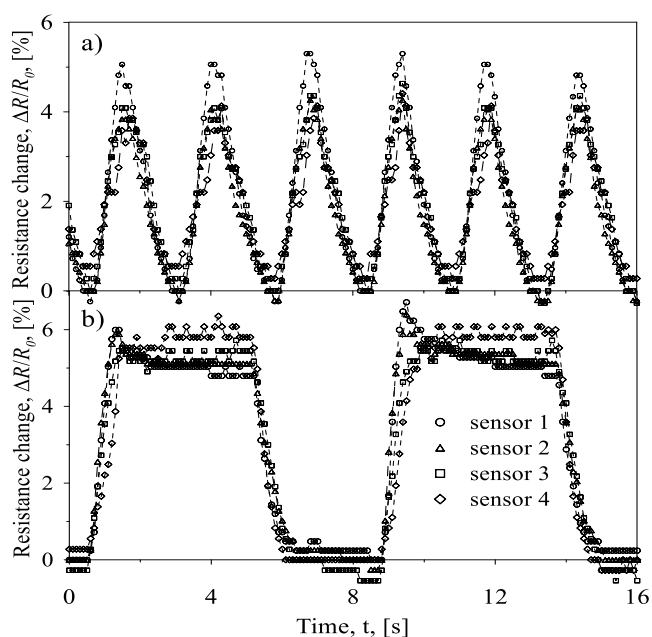


Obrázek č.13. Odezva na změnu relativního odporu $\Delta R/R_0$ senzorů uhlíkových nanotrubic (MWCNTs/ KMnO_4) integrovaných do trička pro

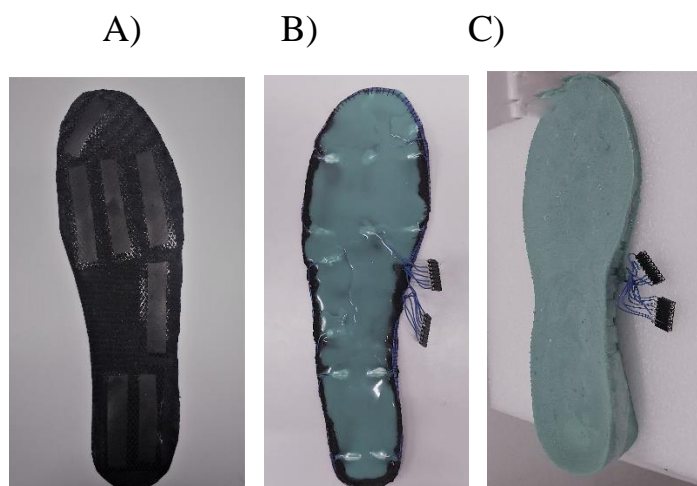
monitorování lidského dechu. Porovnání hlubokého a normálního dechu u obou dobrovolníků (A, B).



Obrázek č.14. Umístění senzorů na tričko. (A) senzory jsou nažehleny na tričko. (B) prezentace oblečeného trička na dobrovolníkovi se zapouzdřenými senzory silikonovým povlakem a opatřenými elektrodami [foto autora].



Obrázek č.15. Charakteristiky měření dechu se čtyřmi senzory na tričku. Charakteristika hlubokého dýchání (a), charakteristika hlubokého dýchání se zadržením dechu (b).



Obrázek č.16. A) Umístění tlakových senzorů MWCNT na elastickou PES tkaninu. B) Stélka se senzory a elektrodami překrytá dvousložkovým silikonovým povlakem. C) Finální tvar pružné vložky do boty vyrobené ve formě [foto autora].

5 SHRNUTÍ VÝSLEDKŮ A BUDOUCÍ PRÁCE

Byl zde představen vysoce elastický deformovatelný a piezoresistivní senzor složený ze sítě elektricky vodivých zapletených uhlíkových nanotrubiček. Ty byly zapouzdřeny elastickým silikonem do elastického komerčního trička. Podstatným krokem byla implementace senzorů na komerční tričko pomocí PES mřížky, která se zahřátím roztaví a působí jako spojovací člen mezi senzorem a tričkem. Tento materiál, respektive celý sendvičový prvek byl dostatečně citlivý na to, aby byl použit k monitorování lidského dechu. Aplikace senzoru na tričko neovlivnila žádnou lidskou činnost. Byly porovnány respirační charakteristiky u dvou dobrovolníků. Sledování dechu fungovalo na principu změny elektrického odporu snímačů. Možná aplikace senzoru v elastickém tričku může být nejen pro sportovce, ale i pro novorozence s vážnými poruchami spánku, jako je spánková apnoe, čímž lze předejít předčasnému úmrtí.

U vložky do boty jsme se potýkali s komplikacemi v podobě výběru materiálů pro nažehlení senzorů a kabelů vedoucích od senzorů, které byly nahrazeny vodivými nitěmi. Klíčovou částí bude testování vložky samostatně mimo botu. A následné vložení stélky do boty a provedení zkoušky v podobě simulace lidské chůze. Je nutné se více zaměřit na vyšití vodivých cest k senzorům a ukotvení právě vodivých nití pro výstup do měřicího zařízení. Je nutné provést zátěžnou zkoušku v podobě 5000 cyklů při umístění vložky v botě pro běžné užití v praxi.

6 REFERENCE

1. Nauman A. Choudhry, Lyndon Arnold, Abher Rasheed, Imtiaz A. Khan, Lijing Wang, *Textronics—A Review of Textile-Based Wearable Electronics*. Published: 28. July 2021. <https://doi.org/10.1002/adem.202100469>
2. Xiaomei Wang, Fazhe Sun, Guangchao Yin, Yuting Wang, Bo Liu and Mingdong Dong, *Tactile-Sensing Based on Flexible PVDF Nanofibers via Electrospinning*. Published: 24. January 2018. <https://doi.org/10.3390/s18020330>
3. CHI-WAI KAN, YIN-LING LAM, *FUTURE TREND IN WEARABLE ELECTRONICS IN THE TEXTILE INDUSTRY*. PUBLISHED: 26. APRIL 2021. <https://doi.org/10.3390/app11093914>
4. https://www.nanowerk.com/nanotechnology/introduction/introduction_to_nanotechnology_22.php
5. Ezgi Ismar, Senem Kurşun Bahadır, Fatma Kalaoglu, Vladan Končár, *Futuristic Clothes: Electronic Textiles and Wearable Technologies*. Published: 18. März 2021. <https://doi.org/10.1002/gch2.201900092>
6. Xiaofei Wei, Wei Zhang, Fan Xing, *Nonprinted IC Textiles for Wearable Electronics*. Published: 2. November 2022. <https://doi.org/10.1021/accountsmr.2c00150>
7. Slobodian P., Riha P., Saha P. *A highly-deformable composite composed of an entangled network of electrically-conductive carbon-*

- nanotubes embedded in elastic polyurethane. Carbon 2012;50:3446-3453.
8. Zhiqi Shen, George P Simon, Yi-Bing Cheng, Comparison of solution intercalation and melt intercalation of polymer-clay nanocomposites, Polymer 43 (2002) [https://doi.org/10.1016/S0032-3861\(02\)00230-6](https://doi.org/10.1016/S0032-3861(02)00230-6)
 9. Ajay Vasudeo Rane, Krishnan Kanny, V.K. Abitha, Sabu Thomas, Methods for Synthesis of Nanoparticles and Fabrication of Nanocomposites, 2018, <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-101975-7.00005-1>
 10. Martin Barták, Bakalářská práce 2006, Vlastnosti, příprava a použití nanokompozitů termoplast-minerální plnivo
 11. <https://matca.cz/technologie/analyticke-metody/zkouska-tahem/>
 12. https://ufmi.ft.utb.cz/texty/kzm/KZM_09.pdf
 13. Wufan Chen, XinYan, Progress in achieving high-performance piezoresistive and capacitive flexible pressure sensors: A review. Published: 15 April 2020. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2019.11.010>
 14. Yi Xin, Hongshuai Sun, Hongying Tian, Chao Guo, Xiang Li, Shuhong Wang. The use of polyvinylidene fluoride (PVDF) films as sensors for vibration measurement: A brief review. Accepted 29 Aug 2016, Published online: 04 Nov 2016. <https://doi.org/101080/00150193.2016.1232582>
 15. Golezar Gilanizadehdizaj, Debes Bhattacharyya, Jonathan Stringer, Kean Aw, Elucidating the Conducting Mechanisms in a Flexible

Piezoresistive Pressure Sensor Using Reduced Graphene Oxide Film in Silicone Elastomer, *Sensors* 2023, <https://doi.org/10.3390/s23052443>

16. Slobodian P, Riha P, Lengalova A, Saha P. Compressive stress-electrical conductivity characteristics of multiwall carbon nanotube networks. *J Mater Sci.* 2011;46(9):3186-3190
17. <https://encyclopedia.pub/entry/19351>
18. <https://gtwm.gatech.edu/index/usatodaymore.html>
19. Yi Xin, Jianfeng Zhu, Hongshuai Sun, Yang Xu, Tao Liu & Chenghui Qian. A brief review on piezoelectric PVDF nanofibers prepared by electrospinning. 2018 <https://doi.org/10.1080/00150193.2018.1456304>
20. <https://www.absmarthealth.com/cityzen-sciences-d-shirt/>
21. <https://www.clevertex.cz/vodive-nite/elektricky-vodive-hybridni-nite-detail-761>
22. <https://www.sciencedirect.com/topics/earth-and-planetary-sciences/electron-microscopes>
23. <https://www.slideshare.net/anamikabanerjee92/semtem-afm>
24. Yining Chen, Rongxin Feng, Yushi Li, Nianhua Dan, Changkai Yang, Guofei Yu, Yanping Huang, Huitao Wen & Weihua Dan. Development and analysis of a novel PVDF membrane with higher content of β phase. (2019) DOI: 10.1080/1023666X.2019.1656388
25. https://ufmi.ft.utb.cz/texty/kzm/KZM_10.pdf

26. B. Selm, B. Bischoff, R. Seidl, in *Smart Fibres, Fabrics and Clothing* (Ed: X. Tao), Woodhead Publishing, Cambridge 2001, p. 218
27. Kimmer D, Slobodian P, Petras D, Zatloukal M, Olejnik R, Saha P. Polyurethane/MWCNT nanowebs prepared by electrospinning process. *J Appl Polym Sci.* 2009;111(6):2711-2714.
28. Slobodian P., Daňová R., Olejník R., Matyáš J., Münster L., Multifunctional flexible and stretchable polyurethane/carbon nanotube strain sensor for human breath monitoring, 10.1002/pat.4621 (2019)
29. Tao Huang, Cheng Wang, Hao Yua, Hongzhi Wang, Qinghong Zhang, Meifang Zhua. Human walking-driven wearable all-fiber triboelectric nanogenerator containing electrospun polyvinylidene fluoride piezoelectric nanofibers. 2015 <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2015.01.038>
30. S. Gee, B. Johnson, A.L. Smith. Optimizing electrospinning parameters for piezoelectric PVDF nanofiber membranes. October 2018. <https://doi.org/10.1016/j.memsci.2018.06.050>
31. Longteng Yu, Joo Chuan Zeo, Ren Hao Soon, Trifannz Zeo, Hong Hui Lee, Chwee Teck Lim, Highly Stretchable, Weavable, and Washable Piezoresistive Microfiber Sensors. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 2018, 10, (2018) 12773–12780.
32. <https://www.walmark.cz/magazin/dychani-je-zivot>.

33. Ana M Grancaric, Ivona Jerkovic, Vladan Koncar, Cedric Cochrane, Fern M Kelly, Damien Soulat, Xavier Legrand. Conductive polymers for smart textile applications, *Journals Permission sagepub* 10.1177/1528083717699368, (2017)
34. Zhang X and Tao X. Smart textiles: Passive smart. *Text Asia* 2001; 32: 45–49.
35. Oliveri, A., Maselli, M., Lodi, M., Storace, M., & Cianchetti, M., (2018). Model-based compensation of rate-dependent hysteresis in a piezoresistive strain sensor. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 1–1. doi:10.1109/tie.2018.2884204.
36. Benlikaya R, Slobodian P, Riha P. Enhanced strain-dependent electrical resistance of polyurethane composites with embedded oxidized multiwalled carbon nanotube networks. *J Nanomater.* 2013: Art. No. 327597;2013:1-10.
37. Tadikaluru S., Thongsuwan W., Singjai P., Stretchable and Flexible High-Strain Sensors Made Using Carbon Nanotubes and Graphite Films on Natural Rubber. *Sensors* 14(1), 2014, 868- 876.
38. Walters DA, Casavant MJ, Quin XC, Huffman CB, Boul PJ, Ericson LM, Haroz EH, O'Connell MJ, Smith K, Colbert DT, Smalley RE (2001) *Chem Phys Lett* 338:14
39. Allaoui A, Hoa SV, Evesque P, Bai J (2009) *Scripta Mater* 6:628

40. Yamada, T., Hayamizu, Y., Yamamoto, Y., Yomogida, Y., Izadi-Najafabadi, A., Futaba, D., Hata, K. A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection. *Nat. Nanotechnol* 6, 2011296–301

7 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek č. 1: Inteligentní textilie a její složky.

Obrázek č.2: (A) jednostěnné SWCNT, (B) víceštěnné MWCNT, uhlíkové nanotrubičky [4].

Obrázek č.3: Postup funkcionalizace MWCNT pomocí KMnO_4 a následné přípravy „Bucky paperu“ pomocí vakuové filtrace [7].

Obrázek č.4: Popis fáze došlapu chodidla při chůzi.

Obrázek č.5: (A) Uhlíkové vlákno, (B) vodivá nit, (C) vodivá hybridní nit vyrobená Západočeskou univerzitou v Plzni [?].

Obrázek č.6: Mikrosnímek sítě uhlíkových nanotrubiček z rastrovacího elektronového mikroskopu (SEM). Horní povrch sítě propletených uhlíkových nanotrubiček připravený filtrační metodou z víceštěnných uhlíkových nanotrubiček (MWCNT; čistý) a oxidovaných MWCNT (KMnO_4). (a) SEM mikrofotografie MWCNT (čistý). (b) SEM mikrofotografie MWCNT (KMnO_4).

Obrázek č.7: Rentgenová fotoelektronová spektroskopie (XPS) pro CNT/PU a CNT/PU KMnO_4 . (a) Proložení křivky uhlíkového spektra C1s MWCNT (původní). (b) Proložení křivky uhlíkového spektra C1s MWCNT (KMnO_4).

Obrázek č.8: (a) Průřez filmu MWCNT (nahore) a podpurné TPU filtrační membrány (dole). (b) Průřez kompozitu MWCNT po svařování taveninou.

Obrázek č.9: Diferenciální skenovací kalorimetrie (DSC) netkané polyuretanové membrány.

Obrázek č.10: Porovnání změny relativního odporu vs. deformace pro snímač MWCNT (čistý) (A) a MWCNT (KMnO_4) (B) v šesti cyklech extenze/relaxace vyvolaných tahovým napětím (od 0,167 do 1,066 MPa). Tahová napětí jsou pro

obě měření stejná. Deformace je označena červenými kroužky, relativní odpor představují černé kroužky.

Obrázek č.11: Závislost citlivostního faktoru (GF) s rostoucí deformací pro snímače MWCNT (čistý) a oxidované MWCNT (KMnO₄).

Obrázek č.12: Umístění jednoho senzoru na tričko pro praktickou aplikaci monitorování lidského dechu.

Obrázek č.13: Odezva na změnu relativního odporu $\Delta R/R_0$ senzorů uhlíkových nanotrubic (MWCNTs/KMnO₄) integrovaných do trička pro monitorování lidského dechu. Porovnání hlubokého a normálního dechu u obou dobrovolníků (A, B).

Obrázek č.14: Umístění senzorů na tričko. (A) senzory jsou nažehleny na tričko. (B) prezentace oblečeného trička na dobrovolníkovi se zapouzdřenými senzory silikonovým povlakem a opatřenými elektrodami.

Obrázek č.15: Charakteristiky měření dechu se čtyřmi senzory na tričku. Charakteristika hlubokého dýchání (a), charakteristika hlubokého dýchání se zadržením dechu (b).

Obrázek č.16: A) Umístění tlakových senzorů MWCNT na elastickou PES tkaninu. B) Stélka se senzory a elektrodami překrytá dvousložkovým silikonovým povlakem. C) Finální tvar pružné vložky do boty vyrobené ve formě.

8 SEZNAM SYMBOLŮ

C_{60}	Molekula s 60 atomy uhlíku
C_{960}	Molekula s 960 atomy uhlíku
CNT	Carbon Nano Tubes - uhlíkové nanotrubičky
SWCNT	Single-Walled Carbon Nanotubes – jednostěnné uhlíkové nanotrubičky
MWCNT	Multi-Walled Carbon Nanotubes víceštěnné uhlíkové nanotrubičky
nm	nanometr
sp^2	Dvojná chemická vazba mezi orbitaly
$KMnO_4$	Manganistan draselný
ΔL	Poměrné prodloužení
L_0	Délka vzorku na začátku měření
ε	Deformace měřeného vzorku
R	Elektrický odpor
R_0	Elektrický odpor při nulové teplotě
Δt	Rozdíl teplot
α	Součinitel tepla
PVDF	Polyvinylidenfluorid
kPa	kilo Pascal
ms	milisekunda
α	Krystalická fáze alfa

β	Krystalická fáze beta
γ	Krystalická fáze gama
δ	Krystalická fáze delta
GF	Gauge faktor – citlivostní faktor
%	procento
GTWM	Georgia Tech Wearable Motherboard
mm	milimetr
AFM	Mikroskopie atomárních sil
TEM	Transmisní elektronový mikroskop
SEM	Rastrovací elektronový mikroskop
DSC	Diferenciální skenovací kalorimetrie
IGA	Interní grantová soutěž pro studenty
XPS	Rentgenová fotoelektronová spektroskopie
μm	mikrometr
Al	hliník
eV	elektronVolt
CVD	Chemical Vapor deposition - Chemické napařování
Ω	ohm
PU	Polyuretan
DMF/MIBK	dimethylformamid/methylisobutylketon
TPU	Termoplastický polyuretan
$^{\circ}\text{C}$	Stupeň Celsia
NaOH	Hydroxid sodný

MPa	Mega Pascal
ΔR	Změna relativního odporu
Cu	měď
Ag	stříbro
PES	Polyester

9 CURRICULUM VITAE

Osobní údaje

Jméno a příjmení	Romana Štěpančíková
Adresa	Mladotické nábřeží 370, 763 21
Kontakt	733 531 555
E-mail	stepancikova@utb.cz
Národnost	česká
Datum narození	6.9.1981

Vzdělání a odborná příprava

Období	2017– dodnes
Udělený titul	Doktorské studium – očekávané ukončení 2024
Hlavní zaměření	Polymerní kompozitní materiály pro nositelnou elektroniku
Organizace zajišťující vzdělání	Centrum polymerních materiálů – Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně

Období	2015–2017
	Vybudování vlastního podnikání v oboru cukrářství

Období	2014-2017
	Mateřská dovolená

Období	2012-2014
Pracovní pozice	Obaly Adamec a.s. Vedoucí výrobního úseku a Manažer kvality

Náplň práce	<ul style="list-style-type: none">- Zodpovědnost za 30 pracovníků- Plánování zakázek- Zajištění plynulého chodu výroby
-------------	--

- Vyhodnocování zakázek
- Řešení reklamací
- Nápravná opatření
- Vybudování prvků kvality
- Spolupráce na nových projektech
- Hledání úspor
- Optimalizace procesů

Období **2011-2012**
 Pracovní pozice Agentura Osma a.s.
 Výkonný ředitel

Období **2011-2011**
 Pracovní pozice Agentura Osma a.s.
 Manažer kvality

Období **2007-2011**
 Pracovní pozice Zálesí a.s.
 Vedoucí kvality

Náplň práce

- ISO 9001
- Interní externí audity
- Zavádění čistých prostorů skupiny D
- Zkušenosti v oblasti mikrobiologie
- Hledání úspor
- Optimalizace procesů
- Kontrolní procesy

Období **2002-2007**

Hlavní obor	Polymerní inženýrství
Organizace zajišťující vzdělání	Technologická fakulta – Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Udělený titul	Inženýr
	Ing.
Název diplomové práce	- <i>Nanoplniva v PVC plastisolech pro automobilový průmysl</i>

10 SEZNAM PUBLIKACÍ

Romana Stepancikova, Robert Olejnik, Jiri Matyas, Milan Masar, Berenika Hausnerova, Petr Slobodian, *From Waste to Power: Pressure-Driven Piezoelectric Sensors and Energy Harvesting in BOPET Film*, *Sensors* 2024 <https://doi.org/10.3390/s24041275>.

Daňová Romana; Olejník Robert; Slobodian Petr; Matyáš Jiří, *The piezoresistive highly elastic sensor based on carbon nanotubes for the detection of breath*, *Polymers* 2020 12(3) 713, <https://doi.org/10.3390/polym12030713>

Slobodian, Petr; Olejník, Robert; Matyáš, Jiří; Hausnerová, Berenika; Říha, Pavel; **Daňová, Romana**; Kimmer, Dušan, *Electrical detection of vibrations of electrospun PVDF membranes*, *Polymers* 2022, 23(22) 14322, <https://doi.org/10.3390/ijms232214322>

Slobodian, Petr, **Daňová, Romana**, Olejník, Robert, Matyáš, Jiří, Münster, Lukáš. *Multifunctional flexible and stretchable polyurethane/carbon nanotube strain sensor for human breath monitoring*. *Polymers* 2019, roč.30, č.7, <https://doi.org/10.1002/polym.4621>

Olejník, Robert, Goňa, Stanislav, Slobodia, Petr, Matyáš, Jiří, Moučka, Robert, **Daňová, Romana**. *Polyurethane-carbon nanotubes composite dual band antenna for wearable applications*. *Polymers* 2020, roč. 12, č. 11, s. 1-17. ISSN 2073-4360. <https://doi.org/10.3390/polym12112759>

Taiskang, Jamatia, Matyáš, Jiří, Olejník, Robert, **Daňová, Romana**, Maloch, Jaroslav, Škoda, David, Slobodian, Petr, Kuritka, Ivo, *Wearable and Stretchable SEBS/CB Polymer Conductive Strand as a Piezoresistive Strain Sensor*. *Polymers* 2023, 15(7), <https://doi.org/10.3390/polym15071618>

11 PŘEHLED OSTATNÍCH AKTIVIT

Konference:

DAŇOVÁ, Romana, SLOBODIAN, Petr, OLEJNÍK, Robert, MATYÁŠ, Jiří. Monitorování lidského dýchání pomocí flexibilního polyuretanového senzoru s integrovanou vrstvou uhlíkových nanotrubiček. *Plastko: sborník příspěvků z konference, 18. - 19. dubna 2018*, 2018,

DAŇOVÁ, Romana, OLEJNÍK, Robert, SLOBODIAN, Petr, MATYÁŠ, Jiří, KARAKURT, Nuri. Human breath monitoring by flexible polyurethane sensor with integrated carbon nanotube layer. *11th International Symposium on Flexible Organic Electronics (ISFOE18), 2-5 July 2018, Thessaloniki, Greece*, 2018,

DAŇOVÁ, Romana, SLOBODIAN, Petr, OLEJNÍK, Robert, MATYÁŠ, Jiří. Carbon nanotubes composite pressure sensors integrated into flexible shoe insole for human movement monitoring. *ICSTWT 2019: International Conference on Smart Textiles for Wearable Technology, 22-23 July, Rome, Italy*, 2019,

SLOBODIAN, Petr, KARAKURT, Nuri, OLEJNÍK, Robert, **DAŇOVÁ, Romana**. Thermoelectrical Behaviour of Surface-Treated Multiwall Carbon Nanotube Filled Ethylene-Octene Polymer Composites. *Plastko 2018*. Zlín : Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, 2018, s. 193-200. ISBN 978-80-7454-727-0.

DAŇOVÁ, Romana, SLOBODIAN, Petr, OLEJNÍK, Robert, MATYÁŠ, Jiří. A system based on polymer elastic composites for monitoring of human breath

connected with mobile application. *ICSTWT 2019: International Conference on Smart Textiles for Wearable Technology, 22-23 July, Rome, Italy, 2019,*

DAŇOVÁ, Romana, AVVARI, Venkata Dinesh, OLEJNÍK, Robert, SLOBODIAN, Petr, MATYÁŠ, Jiří, KIMMER, Dušan. Enhanced PVDF electrospun nanofiber capacitive pressure sensor for wearable electronic. *15th IEEE International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular System, NEMS 2020.* Piscataway, New Jersey : Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2020, s. 115-119. ISBN 978-1-72817-230-9.

SLOBODIAN, Petr, ŘÍHA, Pavel, OLEJNÍK, Robert, MATYÁŠ, Jiří, **DAŇOVÁ, Romana,** SCHLEDJEWSKI, Ralf. Self-sensing of strain in a fiber glass/epoxy composite by built-in stripe of carbon nanotubes with Ag nanoparticles. *19th World Congress on Materials Science and Engineering, June 11-13, 2018, Barcelona, Spain, 2018,*

OLEJNÍK, Robert, MATYÁŠ, Jiří, SLOBODIAN, Petr, **DAŇOVÁ, Romana,** KARAKURT, Nuri. High flexible and durable carbon nanotubes electrically conductive polymer base antenna for bluetooth. *AUTEX 2019: 19th World Textile Conference on Textiles at the Crossroads, 11-15 June 2019, Ghent, Belgium, 2019,*

AVVARI, Venkata Dinesh, OLEJNÍK, Robert, **DAŇOVÁ, Romana,** MATYÁŠ, Jiří, SLOBODIAN, Petr, ADÁMEK, Martin, KIMMER, Dušan. Poly(vinylidene fluoride) electrospun non-woven nanofibers based piezoelectric nanogenerator. *15th IEEE International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular*

System, NEMS 2020. Piscataway, New Jersey : Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2020, s. 500-505. ISBN 978-1-72817-230-9.

MATYÁŠ, Jiří, SLOBODIAN, Petr, OLEJNÍK, Robert, **DAŇOVÁ, Romana**. Polymerní samozhášivá mikro-chránička svazku optických kabelů se sníženým mechanickým třením.

MATYÁŠ, Jiří, SLOBODIAN, Petr, OLEJNÍK, Robert, **DAŇOVÁ, Romana**. Polymerní směs na výrobu samozhášivé mikrochráničky svazku optických kabelů. 2021,

SLOBODIAN, Petr, OLEJNÍK, Robert, MATYÁŠ, Jiří, HAUSNEROVÁ, Berenika, ŘÍHA, Pavel, **DAŇOVÁ, Romana**, KIMMER, Dušan. Electrical detection of vibrations of electrospun PVDF membranes. *International Journal of Molecular Sciences*, 2022, roč. 23, č. 22, s. nestránkováno. ISSN 1661-6596.

MATYÁŠ, Jiří, SLOBODIAN, Petr, OLEJNÍK, Robert, ADÁMEK, Martin, **DAŇOVÁ, Romana**. Elektronický monitorovací systém pro průběžnou detekci a signalizaci obsahu amoniaku v plynném prostředí. 2019,

Pracovní projekty:

IGA/CPS/2017/002 - Analýza kompozitních laminátů vyztužených skleněnými vlákny s integrovanou vrstvou uhlíkových trubiček dekorovaných Ag klastry pro detekci deformace

IGA/CPS/2018/005 - Vysoce citlivý polymerní kompozitní systém pro monitorování lidského dechu

IGA/CPS/2019/010 - Systém na bázi polymerních elastických kompozitů pro monitorování lidského dechu s provázáním na mobilní aplikaci

IGA/CPS/2020/008 - Vliv nanostrukturovaných karbonizovaných substrátů na užité vlastnosti ohebných tlakových senzorů

IGA/CPS/2021/003 - Piezorezistivita pokročilých materiálů

RP/CPS/2020/006 - Smart nanomateriály: od základů k aplikaci

08/1/2020/GAMA2 - TP01010006 - Inovovaná konstrukce mikro-chrániček svazků optických kabelů

02/2/2017/GAMA - TG03010052 - Senzor pro detekci amoniaku na bázi PANI

Dále jsem se podílela na projektu EG17_107/0012417: MIOMOVE

Pedagogické aktivity:

Spolupráce na laboratorním cvičení u následujících předmětů:

TCPM / TK8VV	Výroba a vlastnosti obalů
TCPM / TP6TA	Termická analýza materiálů
TCPM / TK7RP	Recyklace plastů
TCPM / TP8NK	Nanomateriály v kompozitech

Mobilita: březen 2020, místem konání byla firma Miomove s.r.o. ve Slavičíně.

Ing. Romana Štěpančíková, Ph.D.

Polymerní kompozitní materiály pro nositelnou elektroniku

Polymer composite materials for wearable electronic

Teze disertační práce

Vydala Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně,
nám. T. G. Masaryka 5555, 760 01 Zlín.

Náklad: vyšlo elektronicky

Sazba: Ing. Romana Štěpančíková, Ph.D.

Tato publikace neprošla žádnou korekturou ani redakční kontrolou

Rok vydání: 2024

Pořadí vydání: První

ISBN 978-80-7678-313-3

