

UNIVERZITA PARDUBICE  
FAKULTA CHEMICKO-TECHNOLOGICKÁ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2020

Jakub Sedláček

Univerzita Pardubice  
Fakulta chemicko-technologická  
Katedra polygrafie a fotofyziky

Tlakové sensory pro oblast zdravotnictví a home care aplikací  
Bakalářská práce

2020

Jakub Sedláček



Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 7/2019 Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací, ve znění pozdějších dodatků, bude práce zveřejněna prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 20.7.2020

Jakub Sedláček

Tímto bych chtěl poděkovat panu doc. Ing. Tomáši Syrovému, Ph.D. za odborné vedení a konzultace při vybírání tématu a psaní mé bakalářské práce.

Dále bych rád poděkoval své rodině za podporu během studia a svým kolegům za pomoc orientace ve studiu.

## **ANOTACE**

Tato bakalářská práce se zaměřuje na obecné studium technologií a materiálů, které je možné použít k tisku a výrobě inteligentních stentů a tlakových senzorů, pro využití při monitorování lidského zdraví. Teorie pojednává především o výrobních technologiích, tlakových a tištěných senzorech a biokompatibilních polymerních materiálech a jejich tisku pomocí konvenčních a 3D tiskových technologií.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

tisk, senzory, 3D tisk, biokompatibilita, trendy, healthcare

## **TITLE**

Pressure sensors for medical and home care applications

## **ANNOTATION**

This bachelor thesis focuses on the general study of technologies and materials that can be used to print and manufacture smart stents and pressure sensors for use in human health monitoring. The theory deals mainly with production technologies, pressure and printed sensors and biocompatible polymeric materials and their printing using conventional and 3D printing technologies.

## **KEYWORDS**

print, sensors, 3D printing, biocompatibility, trends, healthcare

# OBSAH

<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>9</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK .....</b>	<b>10</b>
<b>ÚVOD.....</b>	<b>12</b>
<b>1. VÝROBNÍ TECHNOLOGIE.....</b>	<b>13</b>
1.1. 3D tisk .....	13
1.1.1. Základní informace .....	13
1.1.2. Metody 3D tisku .....	14
1.1.3. Stereolitografie (SLA) .....	14
1.1.4. Fused deposition modeling (FDM).....	15
<b>2. MATERIÁLY .....</b>	<b>16</b>
2.1. Materiály pro 3D tisk .....	16
2.2. Materiály pro medicínské aplikace .....	17
2.2.1. Akrylonitril butadien styren (ABS) .....	18
2.2.2. Kyselina polymléčná (PLA) .....	19
2.2.3. Poly( $\epsilon$ -kaprolakton) (PCL) .....	21
2.3. Materiály pro výrobu sensorů MEMS.....	21
2.3.1. Monokrystalický křemík.....	22
2.3.2. Polydimethylsiloxan (PDMS).....	23
<b>3. SENZORY.....</b>	<b>24</b>
3.1. Generace sensorů .....	25
3.2. Rozdělení sensorů .....	26
3.2.1. Dle vstupních veličin .....	26
3.2.2. Dle výstupních veličin .....	26
3.2.3. Odměřování výstupního signálu .....	26
3.2.4. Hlavní princip funkčnosti .....	27
3.2.5. Jednotlivé principy funkčnosti.....	27
3.2.6. Dle styku se snímaným objektem .....	27
3.3. Požadavky na vlastnosti sensorů.....	28
3.4. Vlastnosti sensorů .....	29
3.4.1. Statické parametry .....	29
3.4.2. Dynamické parametry .....	31
<b>4. TIŠTĚNÉ SENZORY .....</b>	<b>32</b>
4.1. Trendy v oblasti tištěných sensorů.....	33

4.1.1.	Druhy tištěných senzorů .....	33
4.2.	Tiskové technologie využívané pro tisk senzorů .....	34
4.2.1.	Sítotisk .....	34
4.2.2.	Použití sítotiskové technologie .....	35
4.2.3.	Inkjet .....	35
4.2.4.	Použití inkjetové technologie.....	37
<b>5.</b>	<b>SENZORY PRO POUŽITÍ VE ZDRAVOTNICTVÍ .....</b>	<b>39</b>
5.1.	Konvenční senzory pro zdravotnictví .....	39
5.2.	Tištěné senzory pro zdravotnictví .....	40
5.2.1.	Nositelné tištěné senzory .....	40
5.2.2.	Tištěné tlakové senzory .....	42
5.2.3.	Piezorezistivní tlakový senzor .....	43
5.2.4.	Nízkonapěťový tlakový senzor s integrovanou anténou.....	44
5.2.5.	Bezdrátový Bluetooth tlakový senzor srdečního tepu .....	45
5.2.6.	Sítotiskem tištěné flexibilní tlakové senzory .....	46
5.2.7.	Tlakové senzory založené na tištěných organických tranzistorech .....	48
5.3.	3D senzory pro zdravotnictví .....	50
5.3.1.	3D tištěný sensor k implantaci do mozkových cév.....	50
5.3.2.	3D tištěný WSS tlakový senzor na bázi mikro/nano vláken.....	51
<b>6.</b>	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>55</b>
<b>7.</b>	<b>REFERENCE .....</b>	<b>56</b>



# SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obrázek 1</b> Schéma základních výrobních procesů.....	13
<b>Obrázek 2</b> Schéma 3D tisku pomocí stereolitografické tiskárny [4].....	14
<b>Obrázek 3</b> Schéma principu FDM tiskárny [4] .....	15
<b>Obrázek 4</b> Strukturní vzorce jednotlivých monomerů ABS.....	18
<b>Obrázek 5</b> Strukturní vzorec PLA [18] .....	19
<b>Obrázek 6</b> Schéma výroby PLA [19] .....	20
<b>Obrázek 7</b> Schéma výroby PCL [23].....	21
<b>Obrázek 8</b> Strukturní vzorec PDMS.....	23
<b>Obrázek 9</b> Schéma výroby elektrochemického sensoru inkjetem [53] .....	37
<b>Obrázek 10</b> Optická charakterizace vytištěných CNT sensorů. [55] .....	38
<b>Obrázek 11</b> Schéma sensoru čidlo/analogový zesilovací obvod [79] .....	44
<b>Obrázek 12</b> Schéma tisku samouspořádávající se vrstvy OFET polovodiče [83].....	49
<b>Obrázek 13</b> Tištěný sensor pro monitorování cerebrálního aneuryzmatu [60] .....	51
<b>Obrázek 14</b> Schéma výroby WSS sensoru [85] .....	52
<b>Obrázek 15</b> 2D rekonstrukce chodidla pomocí WSS tlakových sensorů [85] .....	53

## SEZNAM ZKRATEK

<b>SLA</b>	stereolitografie
<b>FDM</b>	fused deposition modeling
<b>FFF</b>	fused filament fabrication
<b>AM</b>	aditive manufacturing, aditivní výroba
<b>ABS</b>	akrylonitril butadien styren
<b>PLA</b>	polylactid acid, kyselina polyléčná
<b>ROP</b>	ring-opening polymerization, polymerace za otevření kruhu
<b>PCL</b>	polycaprolactone, polykaprolakton
<b>PGA</b>	polyglycolic acid, kyselina polyglykolová
<b>MEMS</b>	mikroelektromechanické systémy
<b>PDMS</b>	polydimethylsiloxan
<b>OVS</b>	optické vláknové sensory
<b>NFC</b>	near field communication, modulární technologie rádiové bezdrátové komunikace
<b>SIMS</b>	smart integrated miniaturised sensor systems
<b>ROPAS</b>	roll-to-roll paper sensors, papírové sensory tištěné z role na roli
<b>CIJ</b>	continuous inkjet printer, kontinuální inkjetová tiskárna
<b>DOD</b>	drop-on-demand
<b>CNT</b>	carbon nanotubes, uhlíkové nanotrubičky
<b>ASSURED</b>	affordable, sensitive, specific, user-friendly, rapid and robust, equipment-free and deliverable to end-users
<b>PEDOT:PPS</b>	poly(3,4-ethylendioxythiophen–poly(styrensulfonyl))

<b>PUD</b>	polyuretanová disperze
<b>PWV</b>	pulse wave velocity, rychlost pulzní vlny
<b>P(VDF-TrFE)</b>	poly(vinylidenfluorid- <i>co</i> -trifluorethylen)
<b>PEN</b>	polyethylennaftalát
<b>PVP</b>	polyvinylpyrrolidon
<b>CVD</b>	chemical vapour deposition, chemická depozice z plynné fáze
<b>SAM</b>	self-assembled monolayer, samouspořádávající se mono- vrstva
<b>PFBT</b>	pentafluorbenzenthiool
<b>PET</b>	polyethylentereftalát
<b>rGO</b>	reduced graphene oxide, redukováný oxid grafénu
<b>DMF</b>	dimethylformamid
<b>MWCNT</b>	multi walled carbon nanotubes, mnohostěnné uhlíkové na- notrubice
<b>MEK</b>	methylethylketon
<b>OFET</b>	organic field effect transistor, organické tranzistory řízené elektrickým polem
<b>PMMP</b>	polymethylmetakrylát
<b>diF-TESADT</b>	2,8-difluor-5,11-bis(triethylsilylethynyl)anthradithiofen
<b>1,2,4 TCB</b>	1,2,4-trichlorbenzen
<b>ITO</b>	indium tin oxides, oxidy india a cínu
<b>MNF</b>	micro/nano fibres, mikro/nano vlákna
<b>WSS</b>	wavy-substrate self-powered sensor, samonapájecí senzor s vlnitým substrátem
<b>PVDF</b>	polyvinylidenfluorid
<b>NFES</b>	near-field electrospinning, elektrostatické zvlákňování

# ÚVOD

V této bakalářské práci se pojednává o použití biodegradabilních polymerních materiálů a tištěných tlakových a jiných senzorů v medicíně. Je obecně známo, že materiály biokompatibilní a v těle rozložitelné jsou pro medicínu velkým přínosem. Biokompatibilitou rozumíme snášenlivost látek zejména cizorodých materiálů a těles v biologickém prostředí. Biokompatibilní materiál se posuzuje na základě interakce s prostředím především podle cytotoxického působení, podle toxikologických a alergických reakcí, podle karcinogenních, teratogenních či mutagenních reakcí, podle vlivu na infekční procesy, podle rozsahu a kvality biodegradace. Nehrozí u nich tedy výrazné riziko odmítnutí tělem či intoxikace nebo alergické reakce. Vzhledem k těmto vlastnostem je v určitých medicínských aplikacích snaha nahradit dosud používané materiály těmito vhodnějšími.

Díky rozvoji nových výrobních technologií, zejména 3D tisku, je možné z polymerních materiálů vytvořit doposud obtížně zhotovitelné struktury. Běžné výrobní technologie pracují s blokem materiálu, který se pomocí nástrojů, laserů či mletí opracovává a vzniká tak požadovaná struktura/tvar. To znemožňuje vytvoření velmi složitých síťových struktur, kvůli limitaci výrobních zařízení a vlastností materiálů. Tento způsob výroby se nazývá „subtraktivní“. Naopak je tomu u 3D tiskových technologií, které konstruují objekty vrstvu po vrstvě a zavádí se proto termín „aditivní výroba“. Tento fakt umožňuje tvoření předmětů se složitou síťovou strukturou, jako jsou například cévní stenty za současného využití biodegradabilních materiálů, které jsou pro použití v technologii 3D tisku vhodné.

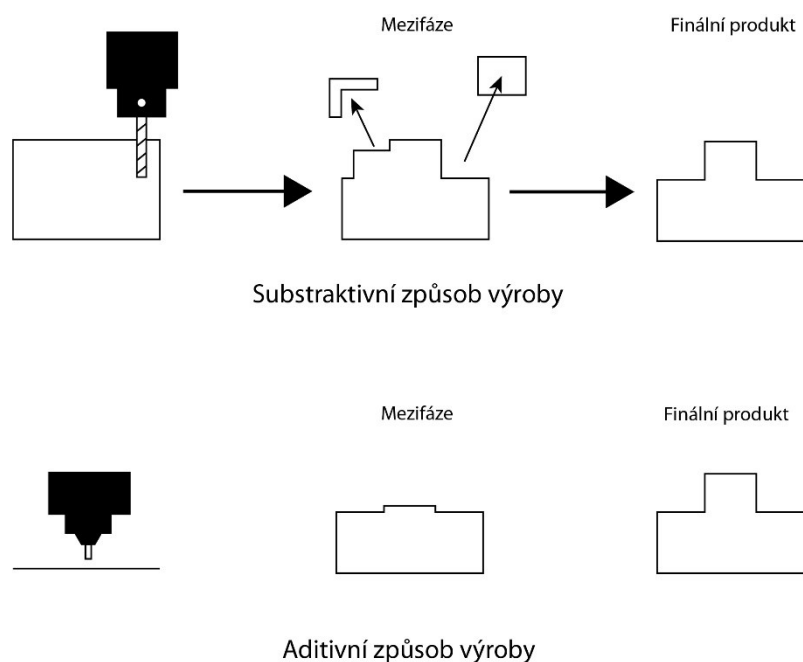
Zejména medicínské aplikace vyžadující implantaci jsou vhodné k nahrazení již existujících implantátů biodegradabilními a biokompatibilními materiály s vyhovujícími vlastnostmi. Nejedná se pouze jen o změnu materiálů, nýbrž i o změny struktur či designu implantátů a také o jejich funkci, jako je například měření krevního tlaku v reálném čase pomocí snímače přes kůži či postupná eluce léčiva naneseného na implantátu, který se poté sám rozloží. Nezastupitelnou roli na trhu zaujímají také tištěné senzory pro healthcare monitoring. Tyto senzory jsou často jednorázové, lze je produkovat v poměrně velkém množství a jsou tudíž cenově dostupné. Použití nachází u diabetiků k měření glukózy v krvi nebo s důrazem na civilizační choroby mají opodstatnění senzory pro monitorování hladiny cholesterolu. Nositelné senzory tlaku, teploty, rychlosti tepu a dechu a podobně informující o fyziologických signálech, které mohou pomoci při včasné diagnostice onemocnění.

# 1. VÝROBNÍ TECHNOLOGIE

## 1.1. 3D tisk

### 1.1.1. Základní informace

3D tisk je moderní a velmi rychle se rozvíjející výrobní proces, při kterém struktury, objekty nebo výrobky vznikají postupným nanášením definovaných tenkých vrstev materiálu či materiálů na sebe za pomoci fixace tavením, lepením, vytvrzováním či spékáním. Používají se především materiály jako polymery, plasty, kovy, prášky, keramika a v neposlední řadě také živé buňky. Pod pojmem 3D tisk se myslí i již zmíněná aditivní výroba v úvodu této práce. Největší význam zaujímá 3D tisk stále v tzv. Rapid Prototypingu pro výrobu prototypů či pro malosériovou výrobu například složitých součástek. [3] [5] [6]



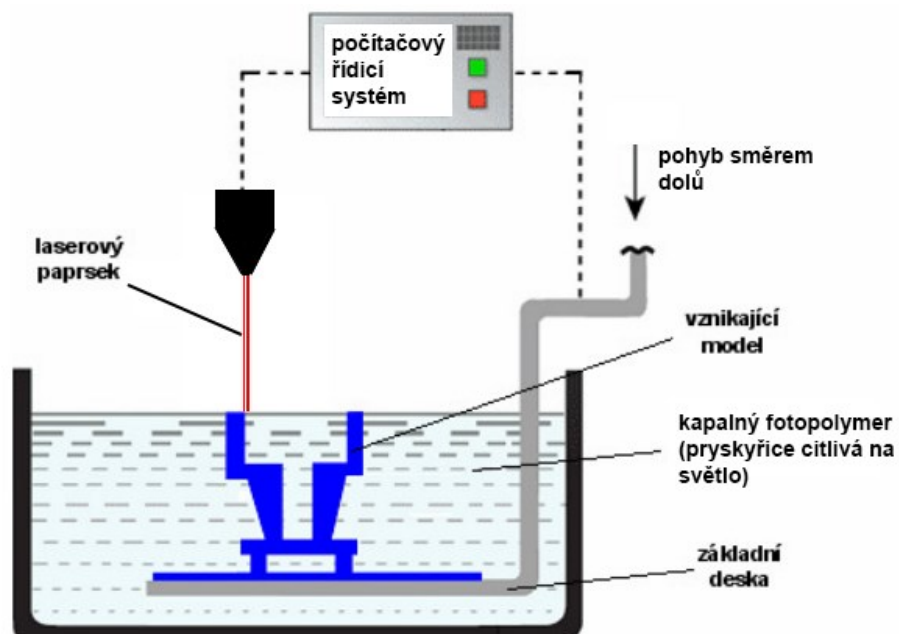
**Obrázek 1** Schéma základních výrobních procesů.

3D tiskové technologie nachází široké uplatnění v mnoha odvětvích jako je strojírenství, automobilový průmysl, kosmonautika a v této práci již zmíněné lékařství. Jejich hlavní výhodou je rychlost a cena. Prototypů se využívá čím dál častěji například v marketingu, kdy zákazník může vidět podobu svého finálního výrobku před samotnou produkcí. [3] [4]

### 1.1.2. Metody 3D tisku

Dle Americké normy ASTM F42 se 3D tiskové technologie řadí do 7 skupin. [4] Fotopolymerizace, vstřikování pojiva, vytlačování materiálu, vstřikování materiálu, tavení prášku, laminování a řízené navařování. Všechny tyto metody pracují na velmi podobném principu. S rozdílem především ve způsobu vytváření jednotlivých vrstev a ve formě zpracovávaného materiálu.

Nenormovaným dělením se 3D tiskové technologie dělí do čtyř skupin: **I. skupina** – zahrnuje metody pracující na principu vytvrzování fotopolymeru. **II. skupina** – zahrnuje metody pracující na principu tavení kovových či polymerních materiálů. Především pak ve formě struny či drátu. **III. skupina** – zahrnuje metody pracující na selektivním sintrování neboli spékání práškových materiálů. **IV. skupina** – zahrnuje metody pracující na principu vrstvení materiálu. Tato práce je zaměřena na technologie, které jsou vhodné ke zhotovení stentů a sensorů pro medicínské aplikace. [7]

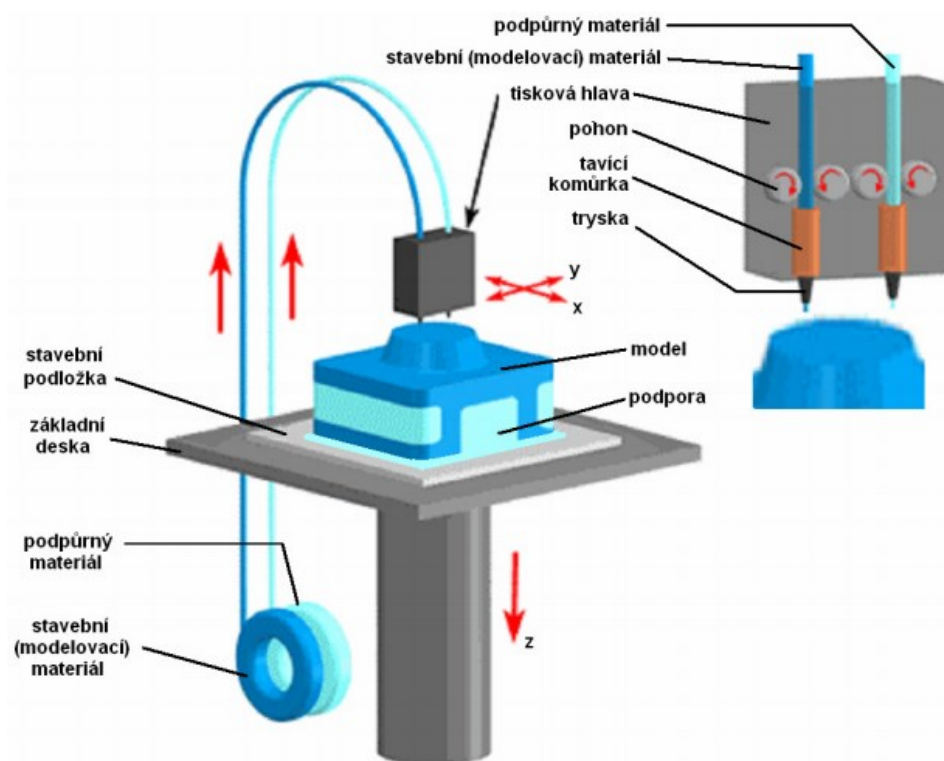


Obrázek 2 Schéma 3D tisku pomocí stereolitografické tiskárny [4]

### 1.1.3. Stereolitografie (SLA)

Stereolitografie jakožto jedna z nejstarších metod 3D tisku pracuje na principu postupného vytvrzování fotopolymeru (fotoreaktivní pryskyřice) pomocí plošného ozáření UV

zářením přes masku, či běžněji selektivním působením UV laseru. Účinkem dodané energie se v místě, kde má být materiál vytvrzen rozpadne fotoiniciátor na radikály, které způsobí radikálovou polymerizační reakci a tím dojde k sesíťování monomerů a vytvrzení. Po vytvrzení vrstvy dle počítačových dat, dojde dle technické realizace SLA tiskárny ke zdvihu/poklesu podložky s objektem a následnému ozáření vrstvy nové. Technologie, vyvinutá v roce 1986 Americkou firmou 3D Systems, je široce využívána pro svojí rozšířenost a především pro poskytování jednoho z nejhladších povrchů, čehož lze využít při výrobě již zmíněných stentů, kde je hrubý povrch často nežádoucí. Bohužel s sebou nese i nevýhody, jako je nutnost tvorby podpůrných konstrukcí, které jsou poté manuálně odstraňovány. [3] [4] [6] [7] [9]



Obrázek 3 Schéma principu FDM tiskárny [4]

#### 1.1.4. Fused deposition modeling (FDM)

Jednou z nejrozšířenějších 3D technologií je technologie FDM, patentovaná Americkou společností Stratasys, včetně ochranné známky názvu. Z tohoto důvodu se lze setkat s jiným označením FFF (Fused Filament Fabrication). Jedná se o technologii, při které je materiál roztaven v extruderu tiskové hlavy, nejčastěji ve formě nějakého vlákna navinutého na cívce a je nanášen vytlačováním z trysky jako tenká vrstva horizontálně ve dvou osách na podložku, dle

souřadnic vytvořených v počítačovém programu. Materiál po vypuzení z trysky okamžitě tuhne a tím se spojuje s předchozími vrstvami. Poté o příslušnou výšku vrstvy klesne buď podložka nebo se zvedne tisková hlava. [3] [4] [6] [7] [8] [9]

Opět zde nastává problém jako u předchozí technologie s nutností vytváření alespoň částečných podpor objektů. Tento typ tiskáren může také disponovat dvěma tiskovými hlavami a tím je umožněn tisk dvěma barvami stejného materiálu či tisk dvěma materiály. Rozšířenost těchto tiskáren spočívá v jednoduchosti použití, a především v pořizovací ceně. Nevýhodou je ovšem nižší kvalita výrobků pro určité aplikace a zejména hrubost povrchu na kterém lze zřetelně vidět členění jednotlivých vrstev. Využívá se především pro konstrukci robustních dílů, a to dokonce i v leteckém průmyslu či kosmonautice. [7]

## **2. MATERIÁLY**

### **2.1. Materiály pro 3D tisk**

Existuje velké a různorodé množství materiálů používaných v 3D tisku. Jednotlivé materiály se liší z hlediska použité technologie a aplikace pro kterou mají být použity. Příkladem mohou být implantáty v medicíně u kterých je nezbytné, aby pokud možno, nebyly z materiálů pro tělo toxických a tím se zamezilo odmítnutí cizího tělesa tělem po implantaci či uvolňování toxických látek z implantátu a jejich následného ovlivňování zdraví jiného faktoru. Jako materiály slouží plasty, polymery, prášky kovů, keramické částice, pryskyřice a mnohé další. Dalšími faktory ve výběru materiálu jsou především cena, textura nebo tloušťka vrstvy. [2] [10]

Důležitým je rozdělení polymerů či plastů na termoplasty a termosety (reaktoplasty). Termoplasty přechází při teplotě tání do kapalného skupenství a po ochlazení se vrací zpět do pevného stavu. Proces zahřívání a ochlazování může být prováděn opakovaně bez znatelné degradace materiálu. Termosety mohou být naopak zahřáty a tvarovány pouze jednou. Při působení teploty, tlaku či katalyzátoru dochází k vytvoření sítě mezi molekulami. To zamezuje opětovnému roztavení materiálu. Další použití vlivu jako je například vysoká teplota má destruktivní účinky. [43]

Obrovskou perspektivu představuje aditivní výroba (AM) s použitím kovů. Jak naznačují data, počet společností prodávajících AM systémy se zvýšil ze 49 v roce 2014 na 97 v roce 2016. Z těchto 97 společností bylo 49 % zabývajících se aditivní výrobou s použitím kovů. [14] Použití kovů představuje možnost vytvoření multifunkčních komponent se složitou geometrií



v porovnání s konvenčními metodami a současné poskytnutí řešení problémů v ochranném, strukturálním a izolačním inženýrství. Technologie tisku s použitím kovů využívá tání metalického filamentu ve formě prášku či drátu, výkonným energetickým zdrojem. Jako zdroj se nejčastěji používá laser nebo elektronový paprsek. Stejně jako u ostatních AM technologií se roztažený materiál nanáší vrstvu po vrstvě k vytvoření požadovaného tvaru. Využívanými materiály jsou nerezové a nástrojové oceli, slitiny na bázi hliníku, niklu, kobaltu, hořčíku nebo titanu. Existují již i technologie, které používají vysoce výkonné ultra rychlé lasery, které dovedou zpracovávat slitiny a kovy s velmi vysokou teplotou tání, jako jsou rhenium a wolfram. [12]

K použití v medicíně je vhodný zejména titan či jeho slitiny. Jedná se o biomateriál viz (Kapitola 2.2.) využívaný například pro výrobu kloubních protéz. Titan jakožto prvek dobře odolává chemicky agresivním prostředím a má dobré mechanické vlastnosti spolu s nízkou hmotností. Hliník a jeho slitiny se využívají zřídka z důvodu levné strojové výroby. Hliník je také velmi odrazivý pro vlnové délky laserů běžně používaných v AM technologiích. Jeho výhodou je naopak velmi dobrá tepelná vodivost. [11] [12]

## **2.2. Materiály pro medicínské aplikace**

Pojem biomateriály je znám poměrně krátkou dobu od 60. let 20.století. Nicméně materiály dnes označované jako biomateriály se používaly již dávno napříč historií. Od zlata používaného například v ústní dutině jako náhrada chrupu, po porcelánové či skleněné oční náhrady a jiné aplikace. Velkým rozvojem prošly polymerní materiály, které začali být dostupné a rychle našly uplatnění v medicíně, kvůli jejich vyhovujícím vlastnostem. [1] [2]

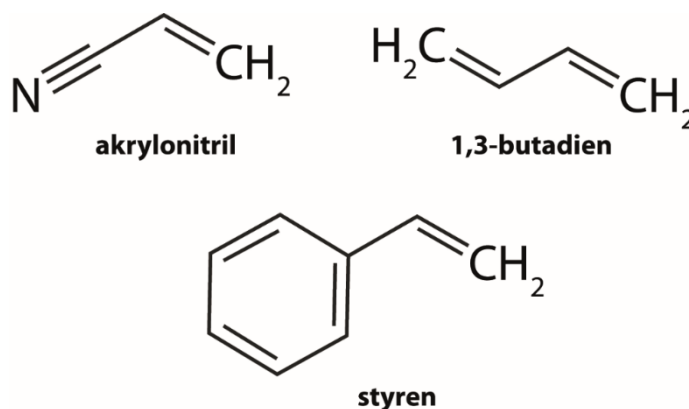
Biomateriály jsou obecně materiály, ať už přírodní nebo syntetické, které lze použít ke styku s živými tkáněmi a biologickými tekutinami. Tyto materiály se používají k obnově nebo nahrazení ztráty či selhání biologických struktur pro obnovu jejich funkčnosti, což zahrnuje implantační, protetické, terapeutické a skladovací aplikace. Neexistuje však jedna oficiální definice těchto materiálů. Široce uznávanou je definice biomateriálů Národního institutu zdraví z roku 1982, která tento pojem definuje jako: „biomateriál je jakákoliv látka (jiná než léčivo) nebo kombinace látek přírodního nebo syntetického původu, které lze použít po jakoukoliv dobu, jako celek nebo část systému k léčení, augmentaci nebo nahrazení jakékoli tkáně, orgánu nebo funkce těla“ [64]. Kromě pojmu biokompatibilita zmíněného v úvodu této práce existuje i pojem hemokompatibilita neboli kompatibilita povrchů s krví. [64]

### 2.2.1. Akrylonitril butadien styren (ABS)

Akrylonitril butadien styren je mechanicky odolný termoplastický amorfní kopolymer s odolností vůči některým agresivním chemickým látkám jako jsou kyseliny, louhy, uhlovodíky, oleje, tuky. Špatně odolává polárním rozpouštědlům, aromatickým uhlovodíkům a halogenovaným uhlovodíkům. Má také špatnou povětrnostní odolnost, a proto se doporučuje použití pro interiérové aplikace. Odolává také poměrně vysokým teplotám v porovnání s ostatními polymery. Jeho teplota tání se pohybuje v rozmezí 210–270 °C, dle složení a zastoupení jednotlivých komponent, při které ho lze zpracovávat. Po překročení teploty 280 °C se začíná chemicky rozkládat. [3] [13] [33] [43]

Je tvořen kombinací třech monomerů akrylonitrilu, butadienu a styrenu. Akrylonitril se vyrábí z propylenu a amoniaku. Tato komponenta zajišťuje chemickou a tepelnou stabilitu polymeru. Butadien se tvoří jako vedlejší produkt při krakování vyšších uhlovodíků pro výrobu ethylenu. Tato komponenta dodává polymeru jeho houževnatost a mechanickou odolnost. Styren je vyráběn dehydrogenací ethylbenzenu. Dodává polymeru jeho tuhost a zpracovatelnost.

Vyrábí se technologií emulzní či blokové polymerace akrylonitrilu a styrenu za přítomnosti polybutadienu. Lze ho zpracovávat vstřikováním nebo vytlačováním. [13] [33]

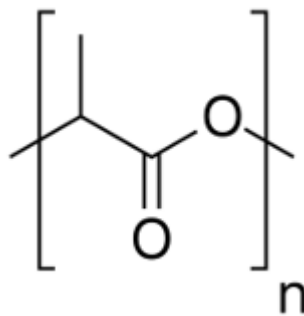


**Obrázek 4** *Strukturní vzorce jednotlivých monomerů ABS*

### 2.2.2. Kyselina polymléčná (PLA)

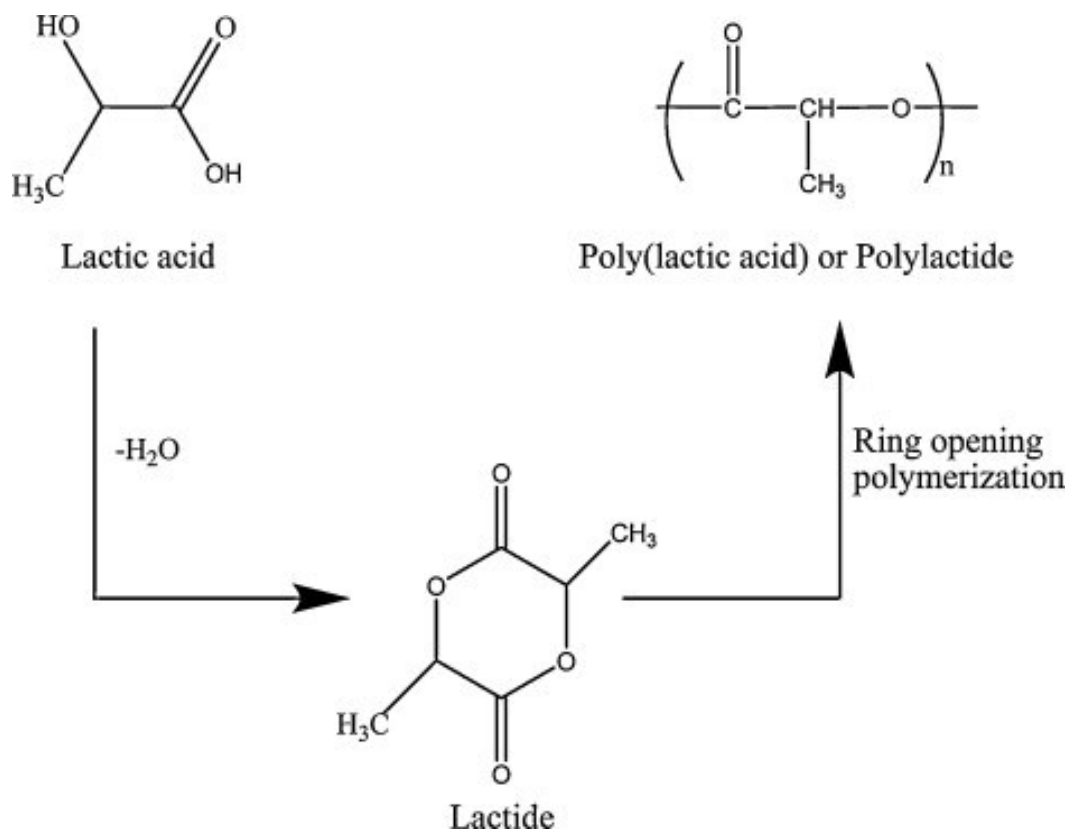
Polylaktid neboli kyselina polymléčná je biodegradabilní polyester patřící do skupiny bioplastů, vyráběný z obnovitelných zdrojů jako jsou například škroby. Je jedním z nejvíce používaných materiálů ve 3D tisku. Kyselina mléčná je přirozeně se vyskytující karboxylová kyselina s chemickým názvem 2-hydroxypropanová kyselina. Tento polymer vyniká snadnější zpracovatelností než ABS, neodolává však dobře vyšším teplotám, již při 60 °C začíná být tvárný. Složením výsledného materiálu na bázi této kyseliny lze kontrolovat rychlost biodegradace tohoto polymeru. Protože je materiál hygroskopický, mohou se proto při tisku tvořit nežádoucí dutiny na povrchu materiálu ve formě „bublinek“. [3] [9] [25]

Vzhledem k ekologické situaci, kdy jsou konvenční materiály jako kovy, sklo, a dřevo nahrazovány různými polymery, nabývají biodegradabilní materiály jako PLA čím dál většího významu. PLA lze recyklovat, za určitých podmínek kompostovat a při jeho výrobě je spotřebováván oxid uhličitý. Výroba PLA je také o 25–55 % energeticky méně náročná než výroba konvenčních polymerů na bázi ropy. Důležité uplatnění nachází tyto materiály také v medicíně. Implantáty z PLA se v těle hydrolyzují na svojí  $\alpha$ -hydroxykyselinu, která je následně včleněna do citrátového cyklu a látka je poté vyloučena z těla. [3] [15] [16]



Obrázek 5 Strukturní vzorec PLA [18]

Výroba monomeru PLA využívá petrochemických procesů nebo bakteriální fermentace k převedení škrobu (kukuřičný, bramborový, rýžový, obilný) na tento monomer. Kyselina mléčná se vyskytuje ve dvou optických isomerech, L-mléčná kyselina a D-mléčná kyselina. Vzhledem k větší ekologičnosti fermentačního procesu se PLA připravuje touto cestou, při které pomocí bakterií vzniká prakticky výhradně L-mléčná kyselina (99,5 %). Polymerace kyseliny mléčné se provádí v procesu bez rozpouštědla, kdy je vytvořen meziprodukt laktid (cyklický dimer), po kterém následuje katalytická polymerace za otevření kruhu laktidu (ROP). [16] [17]

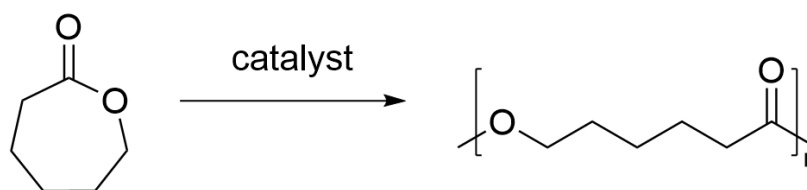


**Obrázek 6** Schéma výroby PLA [19]

### 2.2.3. Poly( $\epsilon$ -kaprolakton) (PCL)

Jedná se o biologicky plně degradovatelný syntetický alifatický polyester. Má semikrystalickou strukturu a je hydrofobní s nízkou teplotou tání přibližně 60 °C. Jeho esterová skupina má poměrně velkou polaritu a jeho pět nepolárních methylových skupin v opakujícím se cyklu má dobré vlastnosti pro použití jako léčivo eluující materiál. Jako homopolymer PCL je jeho biodegradabilita pro medicínské aplikace nedostačující, přistupuje se proto často ke tvorbě modifikovaných kopolymerů například s kyselinou polyglykolovou (PGA). Jeho homo i kopolymerů mají minimální zánětlivé účinky, jsou proto vhodné k použití v medicíně jako biokompatibilní materiál implantátů či nosičů léčiv. Z důvodu přítomnosti hydrolyticky labilních esterových skupin na hlavním řetězci se rozkládá hydrolyzou těchto skupin a je také biologicky rozložitelný za fyziologických podmínek. [20] [21] [45]

Vyrábí se metodou katalytické polymerace za otevření kruhu  $\epsilon$ -kaprolaktonu (ROP). Jako katalyzátor může být použit 2-ethylhexanoát cínatý. [22]



Obrázek 7 Schéma výroby PCL [23]

## 2.3. Materiály pro výrobu sensorů MEMS

MikroElektroMechanické Systémy (MEMS) technologie vychází z velké části z technologií výroby polovodičových integrovaných obvodů, a tudíž z použití materiálů na bázi křemíku. V poslední době se také hojně používají polymerní materiály zahrnující elastomery, plasty a různá vlákna. Využití polymerních materiálů má řadu výhod jako je cena, vyhovující mechanické vlastnosti a v neposlední řadě jednoduchost se kterou se dají v určitých případech zpracovávat. [24] [26]

Mnoho těchto polymerů odolává většímu mechanickému napětí, než je tomu u křemíku, ať už v krystalické či amorfní podobě. Pro náročné použití MEMS zařízení, jako je například implantace, jsou vhodné zejména elastomery, protože dokáží odolávat velké míře deformace.

Důležitým parametrem všech způsobů výroby je cena. Polymerní materiály se dají vyrobit za znatelně nižší cenu než materiály na bázi křemíku a ke snížení nákladů na výrobu přispívá také fakt, že lze tyto materiály zpracovávat mimo uzavřené čisté místnosti, jako tomu je u křemíkových materiálů. Obrovskou výhodou představuje možnost vytvoření substrátu v jakékoliv formě, nikoliv jen ve formě destičky (waferu), což není s křemíkovými materiály možné. [26] [27]

Díky použití polymerních materiálů vznikají nové metody zpracování a výroby MEMS zařízení. Polymerní materiály lze odlévat, tvarovat ve formách, nanášet chemickým napařováním za nízké teploty či tisknout pomocí sítotisku. [26]

### **2.3.1. Monokrystalický křemík**

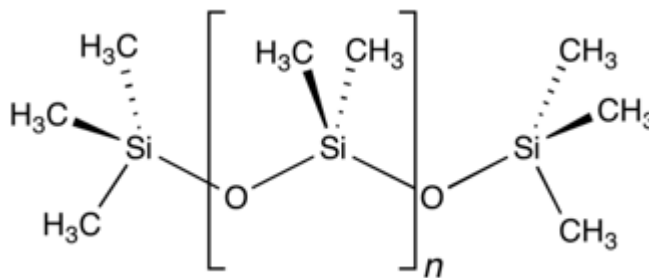
Jedná se o křemík se specifickým uspořádáním. Struktura krystalu tohoto křemíku je homogenní, což znamená, že má pravidelnou krystalovou mřížku s orientací částic a jeho vlastností konstantní v celém objemu krystalu. Krystal nevykazuje poruchy hranice zrna, jinak by se jednalo o polykrystalickou strukturu. Monokrystal lze vytvořit pouze z čistého křemíku, popřípadě lze dopovat dalšími prvky, jako je bór, fosfor či antimon pro výrobu polovodičů typu n nebo p. Jde o jeden z nejdůležitějších materiálů při výrobě integrovaných obvodů. [28][29]

Pravděpodobně nejužívanější metodou výroby těchto krystalů je tzv. Czochralského metoda. [31][32] Na počátku procesu se vstupní polykrystalický křemík s případnými dopanty roztaví v křemenném kelímku pomocí odporových či vysokofrekvenčních ohříváčů. Po úplném roztavení přivedeného materiálu se naočkuje monokrystalický zárodek s velikostí několik milimetrů. Ten se ponoří shora do povrchu taveniny, kdy se část tohoto krystalu uvnitř roztaví. Tím se vytvoří tzv. tavný meniskus. Tento zárodek ve formě menisku se začne za rotace pomalu vytahovat z taveniny, čímž začne tavenina na rozhraní krystalizovat a vytvoří se nový krystal. Další proces růstu krystalu, například jeho tvar, je ovlivněn řadou technických parametrů, jako je rychlost vytahování, velikost otáček a teplota taveniny. Jde o velmi komplikovaný proces nastavení, který ovlivňuje výsledné vlastnosti monokrystalu. [30] [31] [32]

### 2.3.2. Polydimethylsiloxan (PDMS)

Viskoelastický polydimethylsiloxan patří jako jeden z nejpoužívanějších do skupiny organických polymerů obecně označovaných jako silikony. Je fyzikálně i chemicky stabilní, odolává oxidaci, je nehořlavý a netoxický. Je u něj prokázána výborná biokompatibilita a lze ho proto využít jako biomateriál pro medicínské aplikace například jako jeden z materiálů pro výrobu kontaktních čoček. Ve formě elastomeru má neobvyklé reologické vlastnosti jako je vysoký koeficient stlačitelnosti spolu s pružností, především modulem pružnosti ve smyku, což je zapříčiněno velmi nízkou teplotou skelného přechodu  $-125\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Elastomerní forma podléhá velmi malým změnám vlastností s ohledem na teplotu a čas. Je tedy vhodným materiálem pro výrobu mechanických a chemických senzorů. Lze ho zpracovávat pomocí rotačního nanášení, formování v matrici, sítotisku či obrábění. [26] [34] [35]

Vyrábí se hydrolyzou dimethyldichlorosilanu za vzniku lineárního polymeru polydimethylsiloxanu. Reakční směs se povětšinou sestává z monomeru a retardéru polymerace pro zajištění kontroly nad molekulovou hmotností a zajištění stabilizace viskozity a jiných vlastností molekuly. Jako retardér lze použít hexamethyldisiloxan. Pro vznik produktu s velkou molekulovou hmotností lze přidat například třífunkční kyselinu boritou, která nám zajistí sesíťování polymeru a tím vznik elastické látky s unikátními vlastnostmi. [36] [37]



**Obrázek 8** *Strukturní vzorec PDMS*

### 3. SENZORY

Pojem senzor můžeme chápat jako zařízení či součástku, která snímá chemické, fyzikální nebo biologické veličiny a dle příslušně definovaného algoritmu převádí vstupní veličinu na výstupní, obvykle elektrickou. Stav sledované veličiny je snímán citlivou částí senzoru, která je běžně označována jako čidlo. Závěrečným vyhodnocením signálu v procesoru je určeno, o jakou látku se jedná, kolik je jí přítomno či jak se zachovat v dané situaci. [38] [39] [40]

Potřeba senzorů v nejrůznějších odvětvích stále stoupá. Historicky jde o velmi dynamický vývoj, který započal s rozvojem výpočetní techniky. Senzory jsou využívány snad ve veškerých odvětvích průmyslu, ať už jde o průmysl chemický, automobilový, polygrafický či ve všech situacích, kdy je nutná detekce pro správné vyhodnocování a chod. Senzory zaujímají nedílnou součást ve zdravotnictví a v aplikacích každodenního života. Důležitou roli mají senzory v aplikacích pro ochranu zdraví v zaměstnání či v domácím prostředí. Pracovníci jsou neustále vystavováni práci v nebezpečném prostředí, ať už s toxickými látkami či se zařízeními, která jsou svým chodem nebezpečná. Zde vzniká požadavek monitorovat možná rizika a expozici těchto látek a předejít tak úrazům a nenapravitelnému poškození zdraví zaměstnanců. V každodenním životě jsou senzory využívány například na měření krevního tlaku, měření obsahu glukózy v krvi pro diabetiky, měření teploty při nemoci, senzory kontrolující tep instalované v chytrých zařízeních, protipožární senzory detekující kouř, automobilové parkovací senzory, senzory kontroly hladiny paliva a podobně.

S rozvojem senzorů vznikla také potřeba miniaturizace těchto zařízení pro širší možnost využití ve více aplikacích. Výhodou miniaturizace těchto zařízení je možnost integrování více senzorů do jedné součástky či aplikace na místa s makro rozměry senzorů nedostupná. Toho lze využít například ve zdravotnictví pro implantaci senzorů do kůže a krevních cév. Další logickou potřebou bylo zlevnění a zrychlení technologií výroby těchto senzorů, čehož lze dosáhnout mimo jiné i tiskem. Tištěná elektronika nabyla velkého významu, protože představuje výhodnou a levnou alternativu výroby senzorů, které mají často potřebné vlastnosti, které nelze jinými technologiemi zajistit. Jedná se především o portfolio materiálů, které lze za tímto účelem využít. Tištěné senzory mají také často možnost ohybu a využívají se například jako samolepky do obalů, senzory proti krádeži do knih a mnohé další.



## 3.1. Generace senzorů

Senzory prošly poměrně velkým stupněm vývoje a dnes je dělíme do 4 generací:

### 1. generace

Jedná se o nejjednodušší a vývojově nejstarší senzory, které využívají makroskopických principů jako jsou mechanické, elektromechanické a elektrochemické principy k převodu snímané veličiny na výstupní. Měřicí vlastnosti u těchto senzorů dosáhli již svého vrcholu. Řadí se sem odporové, kapacitní a další senzory. K měření a převodu veličin je zde velmi často kromě přímých způsobů měření využíván pružný člen jako je například membrána [38] [40] [41]

### 2. generace

Jedná se o polovodičové senzory využívající elektrických jevů v tuhých látkách. Jde o piezoelektrický jev, fotoelektrický jev, magnetostrikční jev a dále pak o jev nárazové ionizace u plynů. Používají se senzory s integrovanými obvody. Velmi používané jsou především senzory piezoelektrické, jejichž technické využití sahá do 60. let dvacátého století. [38] [41]

### 3. generace

Jedná se o senzory označované zkratkou OVS (optické vláknové senzory). Tyto senzory využívají působení neelektrických veličin na svazek světelného záření. Pro jejich měření se využívá znalostí optoelektroniky a optických integrovaných obvodů. V polygrafickém průmyslu jde například o senzory pro stranové vyrovnání papíru uvnitř tiskových strojů. [38] [40]

### MEMS generace

Tato generace senzorů je založena na MikroElektroMechanických Systémech, které se v současnosti hojně využívají a umožňují miniaturizaci senzorů 2. a 3. generace. Jsou velmi podobné senzorům integrovaných obvodů. [38]

## **3.2. Rozdělení senzorů**

Vzhledem k obrovské integraci senzorů snad ve všech odvětvích je jejich rozdělení velmi rozmanité a komplikované. Dělí se dle vstupních a výstupních veličin, dle styku senzoru s prostředím, konstrukce, principu převodu nebo podle výstupního chování.

### **3.2.1. Dle vstupních veličin**

- Mechanické (rychlost, hmotnost, otáčky, akcelerace, síla, tlak, průtok)
- Teplotní (teplota, tepelný tok, tepelná vodivost, tepelná kapacita)
- Magnetické (intenzita magnetického pole, magnetická indukce, magnetický tok)
- Geometrické (úhel natočení, změna polohy, výška hladiny, posun)
- Nukleární (druh záření, intenzita záření, energie záření)
- Optické (intenzita osvětlení, světelný tok, jas)
- Chemické (koncentrace iontů, pH, selektivní analýza)
- Biologické (analýza DNA, koncentrace enzymatických látek)

### **3.2.2. Dle výstupních veličin**

- Elektrický signál (odpor, indukčnost, kapacita)
- Optické veličiny (změna barvy, jasu, odstínu)
- Mechanické (změna polohy ukazatele)
- Analogové a Digitální

### **3.2.3. Odměřování výstupního signálu**

- Absolutní (měření veličiny od počátku, od nuly)
- Přírůstkové (měření změny veličiny – zvětšení, zmenšení)
- Diferenční (měření rozdílu veličin nezávisle na okolním prostředí)

### 3.2.4. Hlavní princip funkčnosti

- **Aktivní** (generátorové)

Při působení měřené veličiny se senzor chová jako zdroj elektrické energie (piezoelektrické, termoelektrické, indukční, elektrochemické). [40] [42]

- **Pasivní** (parametrické)

Působením veličiny se mění některý z parametrů senzoru (kapacita, indukčnost, tlak, elektrický odpor). Může se měnit i optická veličina (jas, změna barvy). Na rozdíl od aktivních senzorů je třeba elektrickou veličinu dále transformovat a k této operaci je třeba napájení. [40][42]

### 3.2.5. Jednotlivé principy funkčnosti

- Mechanické (snímáním se mění mechanické vlastnosti senzoru)
- Odporové (změna elektrického odporu senzoru)
- Indukční (změna velikosti indukovaného napětí)
- Kapacitní (změna kapacity kondenzátoru)
- Indukčnostní (změna indukčnosti cívky)
- Optické (změna polohy světelného paprsku)
- Ultrazvukové (změna času dopadu ultrazvukových signálů)
- Radiové (změna frekvence radiového signálu)
- Infračervené (snímání změny frekvence nebo odrazu infračerveného záření)

### 3.2.6. Dle styku se snímaným objektem

- **Dotykové** (kontaktní)

Čidlo senzoru je v přímém kontaktu se snímaným objektem nebo prostředím.

- **Bezdotykové (bezkontaktní)**

Čidlo senzoru se nedotýká objektu nebo snímaného prostředí.

- **Invazní**

Čidlo je umístěno přímo uvnitř snímaného objektu či prostředí.

### **3.3. Požadavky na vlastnosti senzorů**

U senzorů je třeba dodržet velké množství požadavků pro správný chod a bezpečnost jejich provozu. Tyto požadavky se týkají celé řady vlastností jako jsou přesnost, životnost, cena. Při konstruování senzoru pro určitou aplikaci je nutné znát požadavky kladené na daný typ senzoru a počítat s možnými kompromisy vzhledem k časté protichůdnosti obecných požadavků. Typickým příkladem lze uvést kompromis mezi cenou a přesností či citlivostí senzoru. Kromě konstrukčních vlastností, mezi které patří vhodné použití materiálů, velikost zařízení či technologický postup výroby je také nutné rozhodovat o prostředí ve kterém má daný senzor operovat, jde-li o inertní či neagresivní prostředí nebo naopak o agresivní prostředí s vysokým či nízkým pH, vysokou teplotou, vysokým tlakem, zdali senzor bude pracovat ve vlhkém prostředí nebo jestli jde o nepřetržitý či přerušovaný provoz senzoru. Vzhledem k velmi rozsáhlému souboru možných vlastností se v této práci zaměřím hlavně na nejdůležitější a základní vlastnosti senzorů [40]

V současné době miniaturizace všech zařízení je důležitým parametrem velikost senzorů. Díky technologiím výroby mikro až nano senzorů je možné dosáhnout aplikačních možností dříve nepředstavitelných. Mezi tyto možnosti patří použití senzorů uvnitř lidského těla, integrace senzorů do chytrých zařízení, jako jsou náramkové hodinky až po moderní trendy jako jsou NFC snímací čipy, které se implantují pod kůži a poté s nimi lze platit v obchodech místo platebních karet mimo jiné i kryptoměnami. Z toho vyplývá, že nám miniaturizace umožňuje zmenšení přístrojů pracujících s těmito senzory, jako jsou například přenosné měřiče krevního tlaku. Bezpochyby jedněmi z nejdůležitějších vlastností senzorů jsou jejich přesnost a citlivost. Tyto vlastnosti do jisté míry závisí na použité technologii. Sensory první generace (Kapitola 3.1.) nedosahují tak velké přesnosti jako senzory generace druhé a svého vrcholu v konstrukčních možnostech a s tím související přesností i citlivostí již dosáhli. Zdálo by se, že dosáhnout velké přesnosti při zmenšování senzorů bude obtížné, ale je tomu právě naopak.

Miniaturizace měřicích členů přinesla množství výhod a přesnost měření se u mikrosenzorů obecně zvýšila. Vzhledem k malým rozměrům, příkladem mohou být křemíkové membrány u piezoelektrických senzorů, se snižují chyby spojené s deformací membrány, protože zde v pravém slova smyslu k deformaci či prohnutí membrány nedochází. Závislost měrného odporu na deformaci u křemíkové membrány je přibližně 30krát vyšší než u kovových tenzometrů. [38] [41] [44]

## 3.4. Vlastnosti senzorů

### 3.4.1. Statické parametry

Vyjadřují vlastnosti při neměnném nebo velmi pomalu se měnícím signálu.

- **Přesnost**

Přesnost se vyjadřuje relativní chybou  $\delta$ , která je vztažena k horní hranici měřeného rozsahu. Čím je chyba nižší, tím je vyšší přesnost senzoru, a tudíž hodnota přesněji odpovídá reálné hodnotě měřené veličiny. [40]

- **Citlivost**

Citlivost  $K$  je definována sklonem statické přenosové charakteristiky (kalibrační křivky) a udává poměr změny signálu  $\Delta y$  ku změně měřené veličiny  $\Delta x$ . Čím více se změní hodnota signálu vůči hodnotě měřené veličiny, tím je čidlo senzoru citlivější. Pokud je tedy senzor citlivý, lze rozeznat velmi nepatrné změny v měřené veličině. Velká citlivost souvisí s vyšší pořizovací cenou senzorů. Vygenerovaný signál musí být dostatečně silný, aby ho bylo možno správně měřit, popřípadě měnit. [40][45]

- **Limit detekce**

Limit detekce neboli práh citlivosti udává nejnižší hodnotu měřené veličiny, kterou je možno detekovat čidlem senzoru. Signál na výstupu senzoru potom odpovídá střední kvadratické odchylce šumu. Mez detekce klesá se vrůstajícím šumem signálu. [40]

- **Plný rozsah**

Plný rozsah udává maximální možnou hodnotu měřené veličiny, kterou je senzor schopen zaznamenat. [40]

- **Rozlišitelnost**

Rozlišitelnost neboli rozlišení udává nejmenší inkrement výstupu senzoru, který lze při změně vstupu zaznamenat. [40]

- **Dynamický rozsah**

Dynamický rozsah udává interval přípustných hodnot mezi dolní a horní hranicí měřicího rozsahu měřené veličiny. V tomto rozsahu je možno detekovat změnu stavu měřené veličiny. Pokud se například hodnota koncentrace u chemických senzorů nachází mezi dolní mezí dynamického rozsahu a dolní mezí prahu citlivosti lze pouze zaznamenat přítomnost analytu nikoliv kvantifikovat jeho množství. [40]

- **Linearita**

Linearita, také chyba linearity nebo nelinearita udává, jak velká je odchylka kteréhokoliv kalibračního bodu závislosti signálu na měřené veličině reálné kalibrační křivky vůči ideální statické přenosové charakteristice. Ideálním tvarem této charakteristiky je přímka a je tudíž žádoucí, aby reálně naměřená kalibrační křivka byla co možná nejlineárnější. Je udávána v procentech [40][45]

- **Hystereze**

Hystereze je charakterizována takzvanou hysterezní křivkou a jde o maximální rozdíl výstupu při jakékoliv hodnotě měřeného rozsahu při měření nejdříve se zvyšující se a poté se snižující hodnotou měřené veličiny. Vyjadřuje se v procentech horní hranice měřicího rozsahu (plného rozsahu). [40]

- **Selektivita**

Selektivita vyjadřuje schopnost senzoru reagovat pouze na přítomnost měřené veličiny, měřené látky nebo skupiny látek bez interference veličin či látek jiných, vyskytujících se ve zkoumaném systému. Sensory, které reagují pouze na jednu veličinu, popřípadě analyt se nazývají specifické senzory. V praxi nelze dosáhnout dokonalé selektivity, volí se proto vhodné senzory dle aplikace měření. [45]

- **Šum**

Šum vzniká změnou měřených veličin a vlastností senzoru vlivem mechanických, chemických, teplotních, elektromagnetických a jiných efektů, které zapříčiňují, že kolem základní linie signálu odezvy senzoru vzniká ještě několik složek takzvaného neúžitelného signálu tvořících pozadí. Šum oscilující kolem této hlavní linie je charakterizován amplitudou a frekvencí. V nejideálnějším případě by měl být šum v poměru k základnímu signálu nulový. [40][45]

### 3.4.2. Dynamické parametry

Vyjadřují vlastnosti, kdy je signál měřené a výstupní veličiny funkcí času.

- **Přechodová charakteristika**

Přechodová charakteristika udává průběh výstupní veličiny v závislosti na čase při skokové změně vstupní veličiny. Jde tedy o různý tvar časového průběhu signálu, který závisí na vlastnostech senzoru. [40]

- **Frekvenční rozsah**

Je to maximální rozsah frekvencí neboli frekvenční spektrum měřené veličiny, ve kterém je senzor schopen převádět měřenou veličinu na elektrický signál s definovanými parametry. Frekvenční rozsah senzorů může být limitován jak pro nízké, tak vyšší kmitočty. [46]

- **Časová konstanta**

Jedná se o důležitý dynamický parametr, který je definován jako čas, který u exponenciálního průběhu časové odezvy, uplyne od počátku změny signálu do dosažení 63,2 % jeho maximální hodnoty při skokové změně měřené veličiny. [45] [47]

## 4. TIŠTĚNÉ SENZORY

Tištěná elektronika obecně zažívá velký boom v rozvoji a využití v mnoha odvětvích, zejména v oblasti healthcare a logistiky. Nespornou výhodou tištěné elektroniky, a tedy i senzorů je výrobní cena. Výrobní technologie tištění senzorů představují možnost použití plastických materiálů. Tyto materiály jsou flexibilní, mají nízkou tloušťku a hmotnost. Nejmodernější materiály jsou často biodegradabilní pro výhodné použití jak v lékařství, tak vůči životnímu prostředí, kde je kladen důraz na ekologii. Vlastnosti tištěných senzorů dovolují vzniku nových možností použití. Příkladem mohou být sensorické náplasti pro diabetiky, inteligentní textilie, tištěné baterie, inteligentní obaly a podobně. Tištěné senzory jsou základními komponentami při vývoji systému Internet of Things. Tento systém obsahuje fyzická zařízení, software a další členy, které tvoří propojenou síť pro komunikaci a výměnu dat bez potřeby zásahu člověka. Tištěné senzory pak umožňují v tomto systému měřit a zaznamenávat cokoliv od teploty, vlhkosti až po tlak v reálném čase.

Tisk není v oblasti výroby senzorů žádnou novinkou, některé typy senzorů se tímto způsobem vyrábějí již řadu let. Lídrem v oblasti tištěných senzorů jsou evropské země. Je tomu tak především díky podporování spolupráce mezi akademickými institucemi a dotačním fondům Evropské unie. S vývojem a poptávkou po senzorech vyrobených touto cestou nabylo toto odvětví na významu a dnes je progresivním prostředkem výroby senzorů. Častou nevýhodou je ovšem složitost výrobních postupů, a proto je adaptace menších firem na tento způsob výroby mnohdy obtížná a nevýhodná. Používají se klasické tiskové technologie jako sítotisk a flexotisk, digitální technologie inkjet (součást materiálového tisku) až po nejmodernější 3D tisk.



## 4.1. Trendy v oblasti tištěných senzorů

Trendem v oblasti healthcare jsou SIMS senzory (Smart Integrated Miniaturised Sensor Systems), papírově tenké rozložitelné systémy zahrnující tištěné baterie a rozhraní pro mobilní telefon. Nacházejí uplatnění například při monitoringu cholesterolu v krvi a informace jsou vyčítány pomocí mobilního telefonu. [48] Momentálně jedno z největších zastoupení na trhu zauímají rozložitelné senzory k měření glukózy v krvi pro diabetiky. Obrovský podíl v nově vyvíjených a hojně používaných tištěných senzorech představují senzory do inteligentních obalů, hlídající vlhkost uvnitř obalu s potravinami či léčivem, překročení doporučené teploty skladování a podobně. ROPAS (Roll-to-Roll Paper Sensors) jsou dalšími nově vyvíjenými senzory pro účel použití v chytrém zabezpečení zásilek, může se jednat i o skladování léků. Vlepením bezpečnostních štítků do krabice lze kontrolovat nedovolené otevření balíku, kdy se přeruší vytištěný obvod štítku. Podobně lze vytisknout inteligentní obálky s jejichž pomocí lze sledovat jejich polohu či stav, zdali nebyly otevřeny a podobně. Flexibilní tištěné senzory na detekci plynu našli uplatnění ve skladování potravin, kdy se pomocí bioreceptorové technologie měří čerstvost obsahu balení. Tisk senzorů pro použití v displejích a piezorezistivní senzory, které mění svůj elektrický odpor v závislosti na aplikovaném tlaku a mnoho dalších aplikací. [48]

### 4.1.1. Druhy tištěných senzorů

- Biosenzory
- Senzory vlhkosti
- Plynové senzory
- Teplotní senzory
- Piezorezistivní senzory
- Optické senzory
- Piezoelektrické senzory
- Kapacitní senzory

## 4.2. Tiskové technologie využívané pro tisk senzorů

V rámci vývoje tištěných senzorů je v dnešní době velká snaha o co největší využití potenciálu tiskových metod, které mohou zajistit zejména snižování výrobních nákladů a rychlosti produkce senzorů. Využívanými technologiemi tisku jsou prakticky všechny známé metody. Sítotisk, hlubotisk, flexotisk, inkjet, 3D tisk. S jejich pomocí je možné v jediném technologickém kroku natisknout desetitisíce senzorů, což souvisí již se zmiňovanými náklady a produkční rychlostí. Rozvoji tištění senzorů přispívá možnost zabudování tiskových strojů do plně automatizovaných výrobních linek určených k sériové výrobě.

Problematika tisku aktivních vrstev tiskovou technologií je ovšem značně složitá, kdy se objevují jisté komplikace v hned několika oblastech, které je nutno řešit. Především se jedná o homogenitu tištěné vrstvy, jemnost tiskového motivu, přesnost soutisku a podobně. Obecně se dá říci, že inovace technologických postupů tisku, ale i samotného strojního zařízení pomáhají tyto problémy úspěšně řešit, a tedy že tiskové technologie nejsou limitující pro úspěšnou výrobu senzorů. Výhodou tisku je aditivní charakter výroby, kdy se vrstvy materiálu nanášejí jen na potřebná místa a je tím minimalizován vznik odpadu. K tisku senzorů se používá většina známých tiskových technologií. Tato práce se zabývá především technikami, které lze využít v laboratoři pro výrobu healthcare senzorů a perspektivní metodou 3D tisku (Kapitola 1.1) [49]

### 4.2.1. Sítotisk

Sítotisk je jednou z nejstarších tiskových technik používaný napříč všemi obory. Jedná se o technologii průtiskovou, což znamená, že funkční pasta je protlačována skrze síto. Pasta je ovšem protlačena pouze na místech, kde má být na substrátu nanесena a toho se docílí pomocí nanесení polymerní šablony, která pastu na netisknoucích místech nepropustí. Mezi jeho hlavní výhody patří možnost nanášení velkých nánosů materiálu a jednoduchost použití spolu se snadnou dostupností pro výzkum v laboratořích. [51] Touto technikou lze potiskovat prakticky každý materiál a nejsou zde ani omezení pouze na plochou formu materiálu. Sítotiskovou techniku lze použít v řadě elektrotechnických aplikací k vytvoření vodivých cest, dielektrika nebo aktivních vrstev jako takových. Vše za účelem zefektivnění a zlevnění nákladů na výrobu. Sítotisk se používá pro nanášení vodivé pasty při výrobě plošných spojů, vytváření vodivých motivů při výrobě tištěných rezistorů a kondenzátorů. [50] Jemnost tiskového motivu a jeho tloušťka je dána vlastnostmi použité pasty jako je její viskozita, smáčivost, povrchové napětí

a velmi důležitým parametrem jsou i vlastnosti použité síťoviny, velikost otvorů, hustota otvorů, druh a síla vláken, typ tkaní, úhel propletení vláken a jiné. [49]

K tisku a přípravě past se používají anorganické i organické materiály, ať už vodiče polovodiče nebo dielektrika. [51] Protože je většina materiálů pro tisk ve formě roztoků, suspenzí či past je třeba, aby byly funkční částice dobře dispergovány, aby nedocházelo k aglomeraci, často nanočástic, a tím k nesprávné funkci materiálu. [51] Základním materiálem tištěné elektroniky jsou vodivé materiály. Nejpoužívanějším vodivým materiálem je stříbro často spolu s palladiem (pro jeho schopnost dobře reagovat s vodíkem se používá na tisk elektrod) ve formě koloidních roztoků či past. [63] Má výhodné fyzikální a elektrické vlastnosti. Zlato je dalším často používaným kovem. Protože jsou tyto kovy klasifikovány jako vzácné kovy, mají obecně vyšší cenu. Využívá se proto uhlíkových inkoustů a past, které jsou levnější alternativou s obsáhlou dostupností struktur (nanovlákná, nanotrubičky, grafén, fulerény, obyčejné pasty a inkousty). V běžných podmínkách použití v nemocnicích, laboratořích a místnostech odolávají chemickým látkám v obklopujícím atmosférickém prostředí. [51] Dále se velmi často používají pro tisk aktivních vrstev oxidů kovů například oxid titaničitý, manganičitý, cíničitý, hlinitý a podobně.

#### **4.2.2. Použití síťotiskové technologie**

Praktickým využitím můžeme dát za příklad jedny z nejrozšířenějších sensorů oxidu uhličitého ( $\text{CO}_2$ ) používané například v zemědělství. Pozorováním bylo zjištěno že vhodným materiálem pro detekci oxidu uhličitého ( $\text{CO}_2$ ) je oxid cíničitý ( $\text{SnO}_2$ ). [52] Konkrétním příkladem je vícevrstvý chemický sensor s aktivními vrstvami oxidu cíničitého ( $\text{SnO}_2$ ) a polypyrollu (Ppy) nanesených na skleněné destičce doplněné o podpůrnou vrstvu korundu ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ).

#### **4.2.3. Inkjet**

Inkjet je rapidně se rozvíjející bezkontaktní tiskovou technikou s inkoustem nanášeným přímo v potřebných vzorech na základní substrát. [51] Tato technika se již delší dobu využívá nejen v domácích tiskárnách, ale čím dál více v tiskárnách profesionálních a své uplatnění našla v elektrotechnice pro tisk základních součástek, kterými jsou tištěné tranzistory, rezistory, kapacitory, indukory. [62] Materiál ve formě roztoku či suspenze nanočástic je nanášen pomocí mikrometrických trysek, ze kterých jsou kapky materiálu vypuzovány hned několika způsoby. Prvním způsobem jsou termálně pracující trysky, kdy se uvnitř trysky vlivem teploty začne vypařovat inkoust a tvořit bublina, která vypudí kapku z trysky přímo na potiskovaný substrát

a opět se začne dle potřeby tvořit nová. Dalším způsobem jsou piezoelektrické tiskové hlavy, které obsahují trysky z piezoelektrického materiálu, které dokáží měnit svůj objem (nebo tvar) vlivem přivedeného napětí a tím vypuzují kapky inkoustu na substrát.

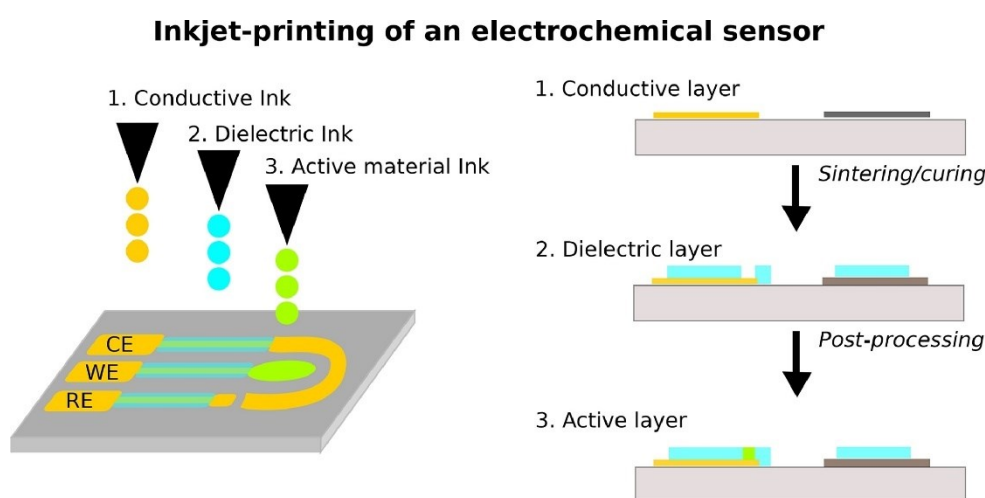
Tiskové hlavy zmíněných způsobů poté pracují na dvou principech vytváření tištěných motivů. Prvním principem je technologie kontinuální (CIJ), která je založena na nepřetržitém vytváření proudu kapek inkoustu. Frekvence vytváření kapek dosahují hodnoty až 1MHz. Každá kapka je pomocí elektrod nabita a po vypuzení z trysky je směřována na potřebnou pozici na substrátu pomocí vychylovacích desek (deflektoru). Protože je proud kapek nepřetržitý a nelze ho zastavit, nepožadované kapky jsou odkláněny k záchytu ve sběrném kanálu, kde je poté inkoust vrácen zpět do oběhu. Kontinuální inkoustové tiskárny se používají především v aplikacích, kde je požadována rychlost a není potřeba vysokého rozlišení například při tisku kódů, dat spotřeby a podobně.

Druhým principem je technologie drop-on-demand (DOD), která pracuje opačným způsobem, kdy se kapky inkoustu tvoří pouze v případě, kdy jsou požadovány. Tím je dosahováno většího rozlišení a kvality tisku. Kapky jsou z trysky vypuzeny pouze po přivedení řídicího signálu. Pokud tomu tak není, zůstávají kapky uvnitř trysky vlivem kapilárních sil. Frekvence generace kapek je obvykle okolo 5–20 kHz. Tato technika je dominantní v grafice a tisku aktivních vrstev pro elektroniku.

Inkousty požadované pro užití v inkjet tisku musí splňovat velmi specifické reologické a jiné parametry pro správnou funkci uvnitř trysek. Dle způsobu použití se volí viskozita, smáčivost, povrchové napětí, velikost dispergovaných částic. S touto problematikou souvisí obvykle vysoká cena inkoustů. Inkousty pro tištění senzorů proto podléhají intenzivnímu zkoumání. Je mnoho oblastí, kterých se tento výzkum týká, nejdůležitější se týkají těchto vlastností: ideální vypuzování inkoustu z trysek, správná kombinace vlastností inkoustu, aby neblokoval tiskové trysky například přílišnou velikostí částic, tvoření homogenních morfologií vytištěných vrstev, a to zejména z důvodu procesu vypařování, kdy se mohou ve vrstvě při rychlém vypařování tvořit trhliny a obsažené aktivní částice mohou mít špatnou orientaci. [51] Řeší se rozlišení tiskového motivu, které je mnohdy nedostačující. Důvodem je poměrně chaotické chování kapek při letu z trysky a jejich roztékání po substrátu. [51] Lze tedy konstatovat, že v mnoha ohledech je výzkum inkoustů pro tisk elektroniky důležitější než tisková technologie samotná.

#### 4.2.4. Použití inkjetové technologie

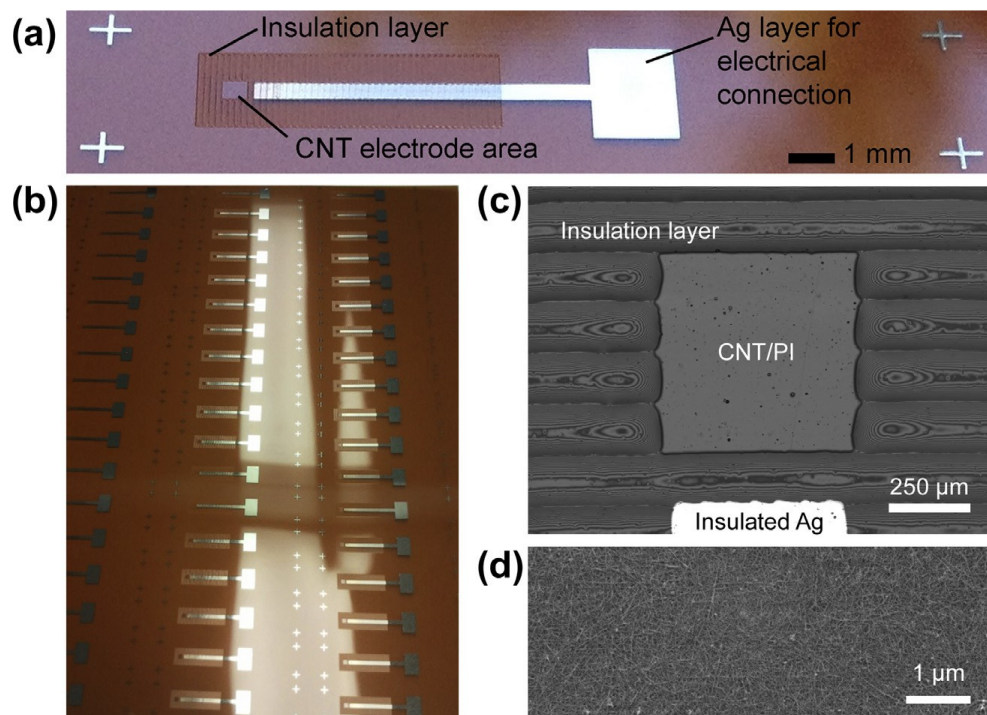
Protože je inkjet bezkontaktní tiskovou technikou, zmírňuje se riziko mechanického poškození předchozí nanesené vrstvy. Technologie je zcela digitální a není proto potřeba využití fotomasek a jiných prostředků k vytvoření motivu. Případné úpravy tiskového motivu lze provést pouze v použitém softwaru a jsou proto časově nenáročné a cenově nenákladné. [53] Použití této technologie s sebou ovšem nese mnohé limitační faktory. Tyto faktory především souvisí s podmínkami, které musí splňovat tiskové inkousty. Proto se velmi často využívá inkjet v kombinaci spolu s jinými tiskovými technologiemi.



**Obrázek 9** Schéma výroby elektrochemického sensoru inkjetem [53]

Senzor sestává obvykle ze tří základních komponent: vodivé vrstvy, aktivní snímací vrstvy a vrstvy izolační. [54] K vytvoření transducera, který bude schopen převádět signál jedné formy energie na signál jiný je potřeba minimálně dvou inkoustů a další se mohou použít pro zlepšení výkonu senzoru. [53] Příklad výroby senzoru pouze pomocí inkjetu je ukázán na (Obrázku 14). Jako konkrétní příklad je uveden senzor na detekci antioxidantů v krevních sáčcích tištěný zcela inkjetovou technologií. [55]

Třívrstvý CNT (carbon nanotubes) senzor byl vyroben pomocí drop-on-demand inkjetové tiskárny (Obrázek 15). Nejdříve byla nanesena stříbrná (Ag) vrstva motivu se tvarem dlouhého pásu a obdélníku připomínajícího tvar T pro vytvoření vodivého spojení mezi senzorem a potenciostatem. Potenciostat je zařízení, kontrolující napětí mezi dvěma elektrodami. [56] Na rozích substrátu byly naneseny spolu s hlavním motivem malé křížky, které slouží k zarovnání po manipulaci se substrátem a následnému řezání pásků jednotlivých senzorů. Pro získání vyššího rozlišení motivu byla stříbrná (Ag) vrstva vystavena po dobu 30 minut teplotě 200 °C, aby došlo k rychlejšímu vypaření rozpouštědla. Dalším krokem bylo nanosení CNT struktury o velikosti přibližně 1,7 mm × 1,5 mm tak, aby přibližně 1,7 mm × 0,65 mm překrývalo konec pásu Ag. Tato vrstva byla opět vystavena zvýšené teplotě 120 °C po dobu 30 minut. Poté byl směr tisku změněn o 90° vzhledem k předchozímu tištěnému motivu. Nakonec byl použit UV vytvrditelný inkoust ke tvorbě izolační vrstvy částečně překrývající obě předchozí vrstvy CNT a Ag, tak aby zůstala část vrstvy CNT tvaru obdélníku o teoretickém obsahu 0,3575 mm<sup>2</sup> nezakryta a tím se vytvořil aktivní elektrodový povrch. [55] Plošný odpor elektrody změřený pomocí čtyřbodové metody byl 707,9 ± 17,9 Ω·sq<sup>-1</sup>.



**Obrázek 10** Optická charakterizace vytištěných CNT sensorů. [55]

## 5. SENZORY PRO POUŽITÍ VE ZDRAVOTNICTVÍ

Senzory pro zdravotnické aplikace jsou jedněmi z nejvíce používaných senzorů zejména pak v oblasti tištěných senzorů. V roce 2017 byly tištěné healthcare senzory největším zástupcem a zaujímali 45 % trhu. [53] Tento fakt je opodstatněn mnoha faktory, především snahami o čím dál větší rozšiřování a implementaci senzorů. [57] Nejmodernější snahou v healthcare oblasti je vytvoření sítě bezdrátových senzorů, která sbírá data o stavu pacienta a bude je předávat kontrolním orgánům například osobnímu lékaři či nemocnici. Výzkum v této oblasti je výhodný také z důvodu stárnutí populace [61], protože se u lidí staršího věku násobně zvyšuje potřeba monitorování zdraví, zdravotních komplikací u chronicky nemocných pacientů a mnohé další aplikace. [57] Mezi tyto senzory patří nejen senzory biologické a chemické povahy, které snímají látky a jiné funkce těla, ale také senzory informující o pádu pacienta, pro pacienty upoutané na lůžko snímají jejich polohu, aby se zamezilo tvoření proleženin a podobně. Je tedy potřeba zajistit efektivní způsob pro vytváření bezdrátových senzorů, které musí být cenově efektivní z důvodu velkého množství senzorů, které je třeba implementovat, aby mohl být v budoucnu tento systém zaveden.

Vzhledem k povaze healthcare aplikací je kladen důraz na cenu, spolehlivost, životnost, velikost a biokompatibilitu sensorických zařízení. V mnoha případech je třeba zařízení obsahující senzor nebo senzor samotný implantovat to dělá, což s sebou nese řadu komplikací. Jak je již v této práci popsáno, existuje mnoho způsobů výroby těchto senzorů. Protože je zdravotnické odvětví s tvorbou senzorů úzce spjata používají se senzory vyrobené pomocí většiny známých technologií. Senzory integrované ve zdravotnických zařízeních umístěných v nemocnicích jako jsou lůžka a podpůrné přístroje stále používají mimo tištěných senzorů, senzory konvenční vytvořené pomocí litografických procesů (MEMS a integrované obvody). Stejně tak se tyto senzory používají snad při všech aplikacích v těle. Zrak, sluch, hmat, mozek, nervová soustava, protetické končetiny, srdce a krevní oběh.

### 5.1. Konvenční senzory pro zdravotnictví

(MikroElektroMechanické Systémy) MEMS senzory se používají z mnoha praktických důvodů. Tato technologie byla vyvíjena velkou řadou let předtištěnou elektronikou. V mnoha případech existují již vyzkoušená zařízení, která správně plní svoji funkci, mají zvládnutý postup výroby a zdravotníci či jiné pověřené osoby umějí s těmito senzory zacházet. Tištěné senzory sice představují výhody jako jsou náklady spojené s výrobou, ovšem díky mnoha

limitacím nejde tyto senzory použít pro právě potřebnou aplikaci. Je třeba použití materiálů, past a inkoustů, které nedosahují nebo mnohdy dokonce nesplňují požadované parametry. Proto je dle způsobu aplikace v konečném důsledku mnohdy výhodnější a levnější implementace senzorů klasických.

## 5.2. Tištěné senzory pro zdravotnictví

Tištěné healthcare senzory se nejčastěji využívají v podobě jednorázových štítků. [53] Jejich výroba je masová, levná a představuje velkou výhodu v rozvoji těchto systémů. Cena hraje obrovskou roli v rozhodování, zdali bude senzor vyráběn tiskem. Tisková výroba musí být znatelně levnější nebo představovat velmi důležité ulehčení výrobního kroku, aby se v praxi touto technologií daný typ senzoru vyráběl. Pro použití v implantátech nebo jiných typech senzorů se velmi často kombinují části vyrobené jinými technologiemi s následným tiskem potřebných funkčních a jiných vrstev. Výhodou těchto senzorů kromě ceny je možnost využití mnoha materiálů. Mohou to být materiály biodegradabilní, flexibilní, roztažitelné. To představuje obrovskou výhodu oproti materiálům využívaným v litografických procesech, kde je převážně využíván křemík. S vývojem a výzkumem nových postupů, technologií a typů tištěných senzorů je snaha nahradit stávající konvenčně vyráběné senzory tištěnými.

### 5.2.1. Nositelné tištěné senzory

Mezi vývojově nejnovější tištěné senzory se řadí takzvané nositelné senzory, které přitahují značnou pozornost v oblasti healthcare, sportu a medicínských aplikací, zejména kvůli své schopnosti monitorovat lidské zdraví v reálném čase. [65] [67] [66] [68] Jejich rozvoj lze přisuzovat několika faktorům, jako je jejich dostupnost, možnost propojení s telefony, ergonomické vlastnosti jichž lze dosáhnout díky vývoji výrobních a tiskových technologií a v neposlední řadě kvůli obecné potřebě lidí mít povědomí o svém zdraví. [68]

Protože je velká většina healthcare péče soustředěna na jednotlivých místech (nemocnicích), je monitoring díky velkému počtu lidí časově náročný. Z tohoto důvodu se nemusí dostat pacientům včasné péče a v některých méně vyspělých částech států může docházet i k úmrtím spojeným s nevhodnou diagnostikou a lékařskou pomocí. [70] Pro požadavek ještě většího zastoupení senzorů, které jsou velmi často stále vyráběny konvenčními, desítkami let starými technologiemi, je třeba nejen stále vylepšovat jejich parametry, ale jejich výrobu zjednodušovat, zlevňovat a činit je tak dostupnějšími. Zmenšit rozměry, a to hlavně tloušťku, snížit váhu



či zvýšit ohebnost, jsou parametry, které vedle nižší ceny zvyšují jejich uplatnitelnost. [66] [67] [68] Z tohoto pohledu představují tištěné senzory prostředek k dosažení těchto parametrů. Dle organizace WHO by měli senzory dosahovat takzvaných ASSURED (Affordable, Sensitive, Specific, User-friendly, Rapid and robust, Equipment-free and Deliverable to end-users) parametrů. [70] [71]

Jedním z nejpoužívanějších nositelných senzorů je kontinuální transdermální senzor pro monitorování glukózy. I přes vysokou pokročilost zařízení stále pracuje na zavedených senzorních principech a nedá se tedy hovořit o tištěném nositelném senzoru. V reálu je ovšem jediným široce používaným senzorem, který specificky a kontinuálně měří stav významného onemocnění (diabetes). [68] Tento senzor představuje názorný příklad, jakou výhodu mohou mít informace a výzkum v oblasti nositelných tištěných senzorů. Ač tento senzor představuje velký krok kupředu oproti dříve masově používaným glukometrům, na které bylo třeba nanést krevní vzorek píchnutím do prstu, je obtížné ho zařadit do ASSURED parametrů a moderní definice nositelných senzorů. [68] Zařízení, které sestává ze senzoru, vysílače a vyhodnocovacího zařízení je velmi drahé, senzor se zavádí pod kůži a tím je pacient vystavován možnému nepohodlí a bolesti. Senzor dokáže pracovat v průměru 5 dní, poté je třeba zavést senzor nový, čímž se náklady ještě zvyšují. [72] Pacient je kvůli transdermální jehle zavedeného senzoru vystaven možným zdravotním komplikacím, které by mohly nastat při nechtěném úderu do místa se zavedenou jehlou a tím si například poškodit podkoží a podobně.

Vývoj nových nositelných senzorů přináší mnoho překážek. Je třeba brát v potaz kompaktnost, váhu, biokompatibilitu, odolnost, velikost a tím i výběr materiálů a výrobních technologií. Jako ideální se považují polymerní materiály, které jsou levné, pružné, ohebné, roztažitelné a disponují nízkou hmotností. [65] [70] Při použití polymerů nejsou běžné metody (MEMS, litografie) pro výrobu polovodičových senzorů vhodné. K vývoji nositelných senzorů je třeba využít vhodné výrobní technologie, které jsou schopné s ohledem na chemické a tepelné charakteristiky polymerů senzory připravovat a zároveň jsou cenově efektivní. [65] Pro tento vývoj jsou nejvíce vhodné tiskové technologie. Ty dokáží nanést funkční materiál na určené místo s minimálním počtem technologických kroků. [65] [73] Protože tiskové technologie nejsou v řešení komplexních senzorů soběstačné, je aktuálním trendem vývoj tzv. hybridní elektroniky, která zahrnuje integraci tištěných senzorů s běžnou elektronikou k dosažení rychlejšího zpracování dat a komunikaci. [65]

## 5.2.2. Tištěné tlakové senzory

Tlakové senzory patří obecně mezi klíčové a nejdůležitější součásti healthcare nositelné elektroniky a robotiky. Pomáhají určovat krevní tlak a tep, motorické aktivity pacienta, sílu úchopu, klasifikaci materiálů a podobně. [65] Nepředstavují pouze použití jako samostatné tlakové senzory, ale často jako doplňková zařízení v jiných senzorech, které poté pracují na základě výsledků a dat získaných z tlakových sensorů. Tlakové tištěné senzory pracují na několika principech. Piezorezistivní senzory, piezoelektrické senzory, kapacitní senzory, iontrodické senzory [68] [70] [74] [76] Nositelné senzory se obvykle skládají z flexibilního substrátu, vodivých elektrod, aktivního (snímacího) materiálu, popřípadě z enkapsulačního materiálu. [76] Flexibilitu substrátu jde ovlivnit dvěma způsoby. Použitím elastického materiálu nebo vytvořením flexibilní struktury (harmonika, helix). Pro substrát se používá mnoho materiálů zahrnujících polymery PDSM (Kapitola 2.3.), PLA (Kapitola 2.2.2), papír a moderní samopravné (self healing) materiály. [73] [76] Pro aktivní členy sensorů jsou dle studií nejvhodnější nanomateriály ve formě nanotubic nebo nanovláken. [65] [76] Vědci objevili, že lze zlepšit vlastnosti těchto nanomateriálů snížením kontaktních bodů a kontaktního odporu nanočástic, tím, že se určitým postupem uspořádají, což lze ovšem provést jen s některými materiály. [76] [77]

Nejvíce populárním typem pro tisk a výrobu flexibilních roztažitelných elektromechanických sensorů jsou senzory piezorezistivní. Mají jednoduchou konfiguraci, jasně daný mechanismus funkčnosti a vynikající citlivost [70] Pracují na principu piezorezistivního jevu, který nastává při mechanické deformaci vodivého materiálu. S deformací nastává elektromechanická odezva a mění se elektrické vlastnosti vodivého materiálu [68] [70] Poissonův poměr způsobuje, že materiály uspořádané v protáhlém směru se začnou smršťovat také ve směru příčném vůči směru protažení a tím se mění jejich odpor (R). [68]

Nejjednodušší typický senzor tohoto typu se skládá ze dvou elektrod s nominálním odporem, které se sebe dotýkají. Senzory, které snímají mechanické napětí se typicky skládají z tenkého filmu vodivého materiálu naneseného na elastomerním substrátu například PDSM. Když se vodič napne, vznikne geometrická změna, která indukuje změnu elektrického odporu. Této změně odporu mohou napomáhat mikropraskliny ve vodivém materiálu, protože se při geometrické změně zvětšují. Senzory pracující s prasklinami vykazují velkou citlivost, při nepatrném namáhání, ale mají malou toleranci k velkým hodnotám mechanického napětí. [68] [70] Dále mohou takzvané piezorezistivní mezerové senzory pracovat se stlačitelným

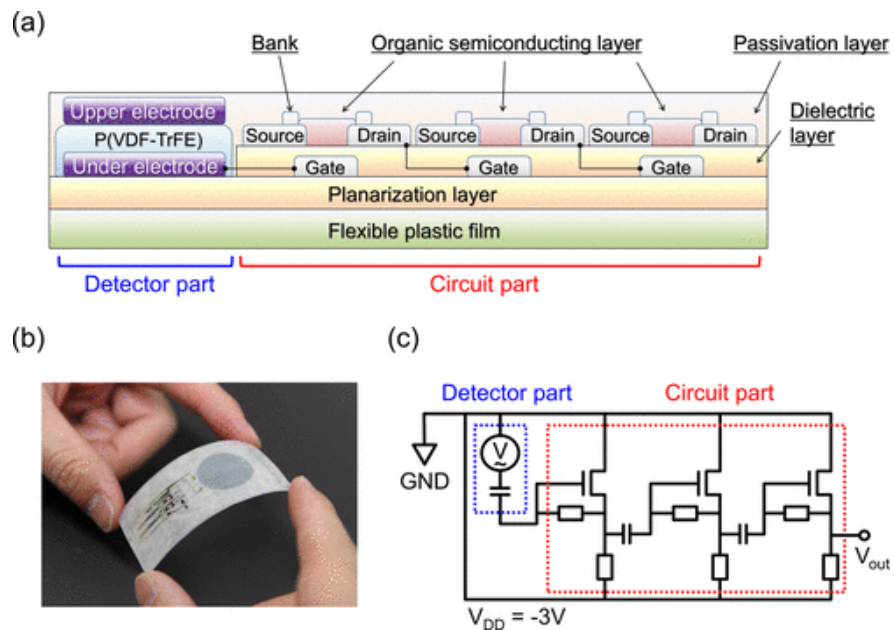
substrátem s povrchem složeným z mikrostruktur například pyramidového tvaru, na kterém je nanesena vysoce roztažitelná elektroda s protielektrodou na povrchu. Při aplikování tlaku na tuto sendvičovou strukturu se pyramidy začnou stlačovat a tím se mění kontaktní plocha s protielektrodou. S větší kontaktní plochou se snižuje odpor. [68] [78]

### 5.2.3. Piezorezistivní tlakový senzor

Jedním takovýmto senzorem je roztažitelný piezorezistivní tlakový senzor tvořený PDSM substrátem s pyramidovými mikrostrukturami s nanesenou aktivní vrstvou vytvořenou z poly(3,4-ethylendioxythiophen–poly(styrensulfonátu) (PEDOT:PPS) a vodné směsi polyuretanové disperze (PUD). PUD byla přidána pro zlepšení vlastností vrstvy, kvůli tvoření prasklin v samotném PEDOT:PPS. [78] Substrát s mikropyramidami byl replikován pomocí křemíkové formy. Po vytvoření byla na substrát metodou drop-castingu nanesena sub-mikrometrická aktivní vrstva z kompozitního polymeru. Tato metoda byla vybrána místo metody rotačního lití, protože i při malých otáčkách 500 rpm nebylo možné touto metodou ovrstvit pík pyramidy. Drop-castin metoda zakryla každou pyramidovou strukturu vrstvou o tloušťce 10 nm, která u základny dosahovala zesílení přibližně na 250 nm. Takto připravená elektroda tvoří piezorezistivní elektrodu, která mění svůj elektrický odpor v závislosti na aplikovaném tlaku. Když je na toto rozhraní pyramidových struktur přivedena protielektroda a vyvine se vnější tlak, je možné díky vzniklému rozdílu potenciálů vyvolat tok elektrického proudu skrze toto rozhraní. Bylo zjištěno, že lze tlakovou odezvu lépe charakterizovat změnou proudu nežli změnou odporu. [78] Pyramidové struktury pomáhají k vyšší citlivosti a k linearitě křivky závislosti změny proudu na aplikovaném tlaku. Bohužel je strukturovaný substrát méně roztažitelný než nestrukturovaný. Při ohnutí se začínají tvořit praskliny na dvou hranách pyramidy v kolmém směru působícího napětí. Pro demonstraci biomonitorovací schopnosti senzoru byl senzor aplikován do obvodu na zápěstí, kde měřil krevní tlak. Tento senzor po roztažení o 40 % vykazoval citlivost  $10,3 \text{ kPa}^{-1}$  což je více než u ostatních typických roztažitelných senzorů. Senzor je natolik citlivý, že dokáže zaznamenat tlak objektu s váhou 93 mg (23 Pa). [78]

## 5.2.4. Nízkonapět'ový tlakový senzor s integrovanou anténou

V další studii byl demonstrován tisk tlakového senzoru s integrovaným obvodem analogového zesilovače, který dokáže operovat za nízkého napětí. Jeho váha činí pouze 1,5 g a dokáže přesně měřit tlak nižší než 10 kPa. Jeho provozní napětí činí  $\sim 3$  V, což je v porovnání s ostatními senzory pracujícími s napětím od  $\sim 10$  V do  $\sim 20$  V, velmi dobrá hodnota. [79]



Obrázek 11 Schéma senzoru čidlo/analogový zesilovací obvod [79]

Tento senzor je určen k monitoringu vitálních lidských funkcí pomocí měření rychlosti pulzních vln (PWV). Změřená hodnota PWV byla  $9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . [79] Senzor sestává tlakového čidla a zesilovacího obvodu z organického materiálu. Tlakové čidlo je z poly(vinylidenfluorid-co-trifluorethylenu) [P(VDF-TrFE)]. Jedná se o ferroelektrický polymer, který má velmi dobrou citlivost a rychlost odezvy na aplikovaný tlak. Čidlo generuje napětí při zvýšení tlaku, a to je následně zesíleno v organickém analogovém obvodu. [79]

Na substrát polyethylnaftalátu (PEN) byla nanesena metodou rotačního lití planarizační vrstva polyvinylpyrrolidonu (PVP) v roztoku s cross-linkerem poly(4-vinylfenolem). Spodní a vrchní elektrody čidla z PEDOT:PPS byly na substrát naneseny sítotiskem a sušeny po dobu 30 minut při teplotě  $140$  °C. Aktivní vrstva [P(VDF-TrFE)] byla nanesena sítotiskem a opět sušena při teplotě  $140$  °C po dobu 1 hodiny. Následně byly inkjetovou tiskárnou vytištěny hradlové elektrody za použití inkoustu obsahujícího stříbrné nanočástice (Ag). Po nanesení byly

hradlové elektrody sušeny a slinuty při teplotě 140 °C po dobu 1 hodiny. Dále byla připravena 200 nm silná vrstva dielektrika parylenu kolem hradlových elektrod chemickou depozicí z par (CVD). Na tuto vrstvu byly pomocí inkjetu nanесeny zdrojové (S) a vypouštěcí elektrody (D) znovu z inkoustu obsahujícího Ag nanočástice. Poté byla vytvořena samouspořádávající se monovrstva (SAM) kolem S/D elektrod ponořením vzorku do roztoku propanolu s pentafluorbenzenthiolem (PFBT) po dobu 5 minut při pokojové teplotě. Následně byly pomocí dávkovače vytvořeny skladovací články (bank layers). Jako poslední krok byl tisk vrstvy organického polovodiče v oblasti kanálu, za využití roztoku DTBDT-C<sub>6</sub> (1,0 hm. %) a polystyrenu (0,25 hm. %) v toluenu. Rychlost tisku motivu byla 20 mm·s<sup>-1</sup>. Poté byl vzorek ponechán 10 minut při laboratorní teplotě a následně byla vytvořena 200 nm silná pasivační vrstva parylenu. Po vytvoření tohoto senzoru byl každý pár hradlových a vypouštěcích elektrod propojen vodivou stříbrnou pastou. [79]

### 5.2.5. Bezdrátový Bluetooth tlakový senzor srdečního tepu

Keun-Young Shina, James S. Lee and Jyongsik Jang [80] vytvořili bezdrátový tlakový senzor k měření srdečního tepu založený na měření pomocí piezoelektrického hybridního filmu polyvinylidendifluoridu (PVDF/ZnO) s orientovanými nanočástičkami ZnO ve formě jehlovitých útvarů. Pro bezdrátovou komunikaci byla použita sítotiskem tištěná Bluetooth anténa, díky které bylo možno naměřené výsledky sledovat skrze mobilní telefon. [80]

Nejdříve byla hydrotermálně syntetizována jehličková nanostruktura ZnO z roztoku octanu zinečnatého rozpuštěného ve 100 ml etanolu. Tento roztok byl rotačním litím nanесen na polyethyltereftalát (PET) substrát, který obsahoval sítotiskem natištěnou elektrodou z redukovaného oxidu grafénu (rGO). Takto nanесený substrát byl umístěn do sušárny a sušil se při teplotě 100 °C po dobu 30 minut. Zasušením substrátu se poté nechali růst nanojehličky ZnO ze směsi 0,05 M hexamethylentetraminu, 0,05 M hexahydrátu dusičnanu zinečnatého a demineralizované vody po dobu 3–7 hodin. Na tuto vrstvu volně stojících jehliček ZnO byl rotačním litím nanесen předem rozpuštěný PVDF ve směsi 1:1 dimethylformamidu (DMF) a acetonu. Poté se nechal vytvořený film za zvýšené teploty 90 °C za přítomnosti konstantního elektrického pole 30 kV·mm<sup>-1</sup> pólovat. Takzvané elektrické pólování se provádí z důvodu správné orientace částic. Poté byla na vrstvu PVDF/ZnO sítotiskem nanесena druhá elektroda z rGO. Aby bylo možno použít Bluetooth anténu, bylo třeba sítotiskem natisknout strukturu antény na desku plošných spojů vodivým inkoustem rGO. Pro zkoumání a vyhodnocení výsledků byl vytvořený senzor připojen k operačnímu zesilovači pro zesílení pulzního signálu.

Poté byl zesílený analogový signál převeden pomocí A/D převodníku a analyzovaná data byla přenášena pomocí zapojeného Bluetooth modulu. Senzor s aktivní tlakovou vrstvou PVDF/ZnO byl schopen zaznamenat nejnižší tlak až 4 Pa a zachoval si svoji detekční schopnost i po 1000 opakovacích cyklech konstantního přivádění a uvolňování tlaku. Z těchto získaných poznatků lze usuzovat, že by takto konstruovaný senzor mohl být vhodně použit jako nositelný tištěný tlakový senzor v oblasti healthcare. [80]

### 5.2.6. Sítotiskem tištěné flexibilní tlakové senzory

V roce 2015 byly v IEEE Sensor Journal [75] představeny a porovnány 2 typy sítotiskem tištěných flexibilních tlakových senzorů. Oba typy senzorů byly tvořeny segmentovaným polem se strukturou paralelních desek. V prvním případě byla sendvičová struktura připravena na bázi piezoelektrického polymeru polyvinylidenfluoridtrifluoroethylenu [P(VDF-TrFE)], umístěného mezi dvě tištěné vrstvy Ag. Senzor mění svoji úroveň polarizace v závislosti na aplikované síle (tlaku). Ve druhém případě byly použity mnohostěnné uhlíkové nanotrubičky (MWCNT) ve směsi s polydimethylsiloxanem (PDMS) jako senzorická vrstva umístěná opět mezi tištěnými Ag vrstvami. Tento senzor je piezorezistivní a mění svůj odpor v závislosti na aplikovaném tlaku. Každý senzorový modul sestával ze sítě  $4 \times 4$  senzorů, každý s plochou snímacího pole o velikosti  $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ . [75] Tyto ohebné senzory byly vytvořeny tiskem především z pohledu snížení množství odpadu a nákladů na výrobu, a tím vytvořit levné senzory pro použití v takzvané elektronické kůži, robotice a jiných aplikacích. [75] Především pro použití senzorů v robotice (pomocníci při healthcare službách například v domácnostech) je třeba vytvoření senzorů, které budou schopny zaznamenávat statické i dynamické tlakové (dotekové) impulsy. Hlavním záměrem bylo vytvořit tyto senzory zcela pomocí sítotisku. Sítotisk byl vybrán na úkor ostatních tiskových technologií z mnoha výhodných důvodů. Tyto senzory je třeba vytvořit na velkou plochu, aby mohly být použity například k napojení na celou paži. Z toho důvodu není vhodná inkjetová technologie, která nedosahuje potřebné tiskové rychlosti a dle autorů jsou při nanášení mnoha vrstev občasné problémy se soutiskem, protože se musí spoléhat na registrační polohy. Sice je inkjet schopen vytvářet motiv s vysokým rozlišením, ale při potiskování velké plochy je třeba opakované depozice, což přesnost a rychlost tisku snižuje

- **Materiály pro senzorové elementy**

[P(VDF-TrFE)] je dobře rozpustný v dimethylformamidu (DMF) a methylethylketonu (MEK). K vytvoření roztoku byly použity pelety [P(VDF-TrFE)] (70/30 hm. %) rozpuštěním v MEK

(15 hm. %). Složení a vhodné koncentrace komponent byly předem zjištěny pro vhodné nanášení skrze síto. Po vmíchání pelet do rozpouštědla byl roztok ponechán za neustálého míchání při teplotě 90 °C po dobu 6 hodin. [75]

Mechanismus druhého materiálu spočívá v geometrickém propojení cest nanotrubic v polymerní matici, jejichž propojení se liší v závislosti na aplikovaném tlaku a tím se mění i elektrický odpor. Zakoupené mnohvrstvé uhlíkové nanotrubice (MWCNT) měli vnější průměr 6–9 nm a délku 5  $\mu\text{m}$ . Pro zjištění tisknutelnosti skrze síto byly připraveny 3 vzorky roztoků 1 %, 3 %, 5 % hm. Nejprve byly nanotrubice pomocí míchání v ultrazvukové lázni při frekvenci 40 kHz po dobu 30 minut dispergovány v chloroformu. Po homogenní dispergaci byl do roztoku vmíchán PDMS. Po 10minutovém míchání byl roztok opět ponechán v ultrazvukové lázni při frekvenci 40 kHz po dobu 3 hodin. Poté bylo do roztoku přidáno sesítující činidlo v poměru 10:1 a směs byla zbavena plynů v exsikátoru. Následovalo okamžité tištění nanokompozitu na již předtištěné elektrody. [75]

Nejdříve byla na substrát polyimidu (PI) natištěna vrstva spodní elektrody pomocí Ag pasty s viskozitou 15–30 Pa·s. Ta byla poté vytvrzena při teplotě 120 °C po dobu 1 hodiny. Na tuto vrstvu byla pomocí masky s rozměrem jednotlivých členů 3 mm  $\times$  3 mm přesahující členy elektrody natištěna vrstva [P(VDF-TrFE)]. Tisklo se za tlaku 0,5 kg a rychlosti 10 mm·s<sup>-1</sup>. Odtrh 1 mm. Nanesené vrstvy byly ponechány k vytvrzení ve vakuu při teplotě 130 °C po dobu 4 hodin k odstranění rozpouštědel a rekrystalizaci [P(VDF-TrFE)]. Následně byla nanesena vrstva vrchní elektrody separátně na polyethylentereftalát (PET) substrát. Tento postup byl proveden z důvodu potenciálního pronikání Ag pasty do malých děr ve vrstvě [P(VDF-TrFE)], které vznikly při vypařování ve vakuu a skrze nichž by docházelo ke zkratování struktury senzoru. Takto byla po otočení o 90° nanesena na předchozí vrstvy k vytvoření struktury ve formě řádků a sloupců. [75]

Při tisku druhého senzoru s aktivní vrstvou PDMS/MWCNT se postupovalo obdobně, měnili se pouze tiskové parametry při tisku různě koncentrovaných roztoků (experimentálně stanoveny). Aktivní vrstva natištěná na elektrodách byla ponechána k vytvrzení při teplotě 80 °C po dobu 5 hodin. Stejně jako v předchozím případě, byla protielektroda natištěna dle stejné šablony otočené o 90°, ovšem tentokrát přímo na aktivní vrstvu. Struktura silového zesilovače byla vytištěna separátně na jiný substrát a poté nalaminována. Jednalo se o UV vytvrditelný dielektrický materiál. [75]

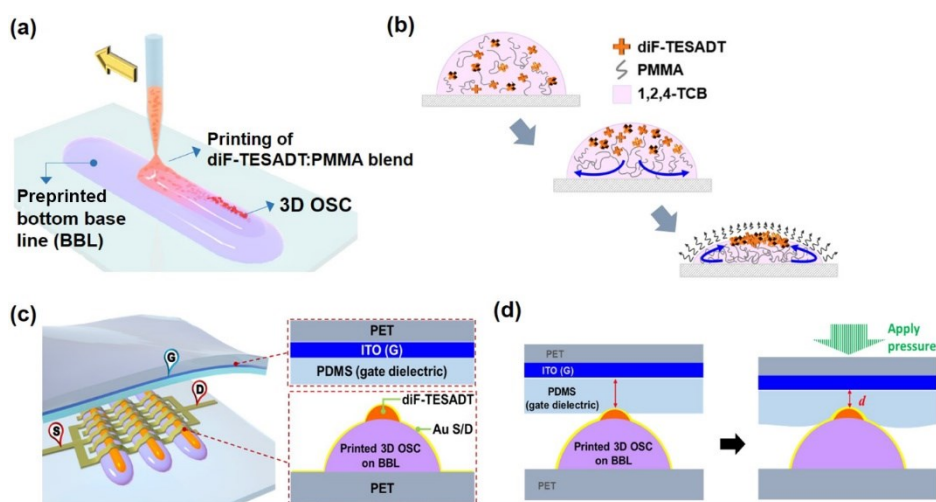
Vrstva [P(VDF-TrFE)] měla tloušťku 3  $\mu\text{m}$  oproti tloušťce 10–15  $\mu\text{m}$  PDMS/MWCNT. Při odtrhovém testu pomocí pásky bylo zjištěno, že PDMS/MWCNT senzor má dobrou adhezi vrstev i při nejnáročnějších podmínkách testu odtrhu po vystavení absolutní vlhkosti 80  $\text{g}\cdot\text{m}^{-3}$  a teplotě 80  $^{\circ}\text{C}$  po dobu 15 minut nebyla stržena ani jedna vrstva vytištěného PDMS/MWCNT. Sensor [P(VDF-TrFE)] odolal pouze nejlhčím podmínkám testu při absolutní vlhkosti 16  $\text{g}\cdot\text{m}^{-3}$  a pokojové teplotě. Při zhoršených podmínkách byly strženy všechny vytištěné vrstvy [P(VDF-TrFE)]. Pravděpodobně je tomu kvůli otvorům ve vrstvě vzniklých odpařením rozpouštědla, do kterých se dostala vlhkost a ta následně napomohla odtrhu vrstvy. Další nevýhodou [P(VDF-TrFE)] senzoru je, že je třeba tuto vrstvu podrobit konstantnímu elektrickému poli, aby se projeví piezoelektrické vlastnosti. [75] Odezva senzoru [P(VDF-TrFE)] byla 0,05  $\text{V}\cdot\text{N}^{-1}$ . Odezva PDMS/MWCNT 20  $\text{k}\Omega/\text{N}$ . Nejvýhodnější se ukázaly senzory PDMS/MWCNT s 3 hm. % obsahem MWCNT. [75]

### 5.2.7. Tlakové senzory založené na tištěných organických tranzistorech

Ve studiích [82] [83] byly představeny tlakové senzory na bázi organických tranzistorů organic field effect transistors (OFET) složené z části s tlakovým snímacím elementem a části organického tranzistoru. Tyto tlakové senzory na bázi OFET mají mnoho výhod, především pak cenovou efektivitu, flexibilitu a jsou vhodné k použití velkoplošných aplikací. [83] Při pokusu o vytvoření tohoto typu senzoru Mannsfeld a kolektiv vytvořili monolitický organický transistor citlivý na tlak použitím mikrostrukturovaného polydimethylsiloxanu (PDMS) jako dielektrika. [84] Snižováním tloušťky vrstvy PDMS a její mikrostrukturací dosáhli zvýšené citlivosti 0,55  $\text{kPa}^{-1}$  a snížili čas odezvy na milisekundy minimalizací viskoelastického creepu PDSM. [84]

Z důvodu vytvoření vysoce citlivého OFET senzoru pomocí tisku přišli Yeo a kolektiv s prací. [83], kdy prezentovali vysoce citlivý tlakový senzor založený na tištěném OFET se samospořádávajícími se organickými polovodičovými mikrostrukturami. K vytvoření senzoru nepoužili shora strukturovanou PDSM vrstvu dielektrika, ale vytvořili spodní vrstvu OFET složenou z polovodičových kanálů natištěných na vrcholech tištěných oblých mikrostruktur viz (Obrázek 12). Tato unikátní mikrostruktura byla vytvořena pouze pomocí tisku, vrstvy na sobě byly samovolně uspořádány. [83]





**Obrázek 12** Schéma tisku samouspořádaných vrstev OFET polovodiče [83]

Substrát polyethylentereftalátu (PET) ovrstveného oxidy india a cínu byl promytý etanolem a následně byla provedena povrchová úprava korunou UV/ozon po dobu 20 minut, aby se zvýšila hydrofilita povrchu. Polymethylmetakrylát (PMMP) (10 hm. %) byl rozpuštěn v 1,2,4-trichlorbenzenu (1,2,4 TCB) a následně byla tato směs natištěna pomocí pikolitrového dávkovače na PET substrát. Rychlost tisku  $1000 \mu\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ . Výška oblých mikrostruktur byla kontrolována opakovaným nanášením PMMP (1, 3 a 5 opakování). Polovodičové struktury 2,8-difluor-5,11-bis(triethylsilylethynyl)anthradithiophenu (diF-TESADT) byly na vrcholy mikrostruktur natištěny použitím směsi diF-TESADT:PMMA v poměru 1:4 (10 hm. %) rozpuštěné v 1,2,4 TCB. Rychlost tisku byla opět  $1000 \mu\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ . Samotný senzor byl sestaven ze dvou částí. Vrchní hradlový komponent s elastomerní dielektrickou vrstvou byl nalaminován na spodní komponent s mikrostrukturami a zdrojovou (S) a vypouštěcí (D) elektrodou. Spodní komponent byl vytvořen tepelnou depozicí zlatých par (Au), kdy byly přes masku naneseny zdrojové a vypouštěcí elektrody na oblé mikrostruktury. Tloušťka vrstvy Au elektrod byla 100 nm. Elastomerní dielektrikum ve vrchní vrstvě bylo vytvořeno smícháním polydimethylsiloxanu (PDMS) a sesítovacího činidla v hmotnostním poměru 5:2 a tato směs byla rozpuštěna v hexanu v hmotnostním poměru 1:1. Roztok PDMS byl rotačním litím nanesen na ovrstvený PET substrát. Film se nechal sušit při teplotě  $120 \text{ }^\circ\text{C}$  po dobu 4 hodin. ITO (oxidy india a cínu) elektroda na PET substrátu sloužila jako transparentní hradlová elektroda. Vrstva PDMS dielektrika měla tloušťku  $2 \mu\text{m}$ . K zajištění propojení ITO hradlové elektrody, byla na hrany a povrch ITO/PET substrátu nanesena tepelnou depozicí 50 nm silná vrstva hliníku Al. [83]

Demonstrováný OFET senzor vykazoval vysokou citlivost na tlak  $1,07 \text{ kPa}^{-1}$  s rychlou odezvou  $<20 \text{ ms}$ . Senzor spolehlivě měřil i po 1000 cyklech. Tento senzor lze tedy úspěšně použít pro měření radiálního tepového pulzu a jako dotykový senzor v protézách. [83] Byla také simulována citlivost na dešťové kapky a výsledky ukázali, že je senzor schopen zaznamenat tlak pod 20 Pa. Výhodou tisku tohoto senzoru dle navržené metody je jednoduchost procesu, kdy není třeba použít leptání či obvyklý požadavek na vysokou přesnost vytvoření OFET struktury s polovodičovými kanály, díky čemuž je zajištěna vysoká citlivost na tlak. [83]

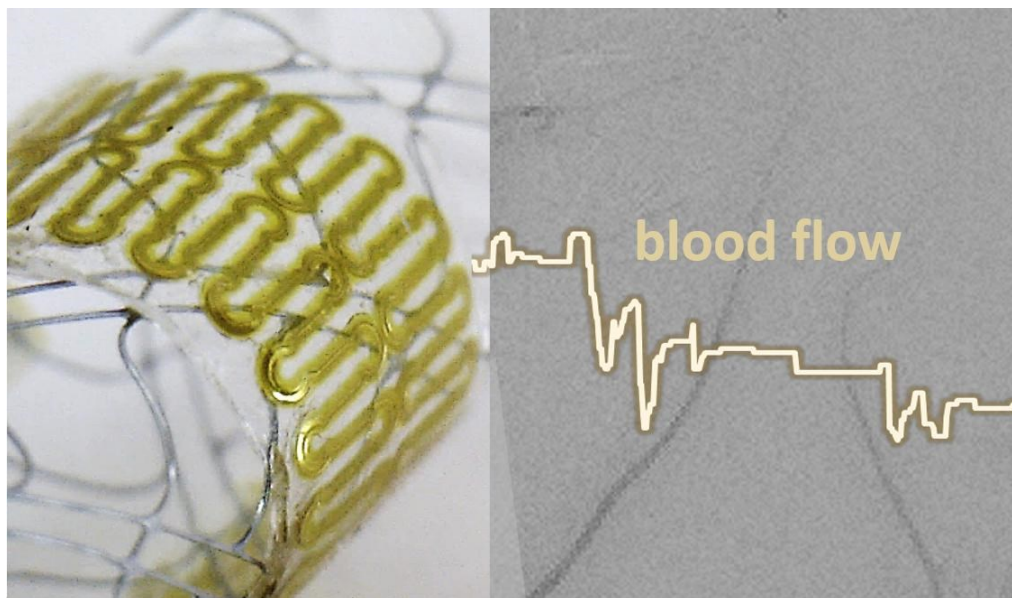
### **5.3. 3D senzory pro zdravotnictví**

3D tisk je na poli senzorů poměrně novou záležitostí a je třeba dalších dat k většímu podílu implementace 3D tištěných senzorů. Výhodou 3D je možnost tisku senzorů s doposud obtížně zhotovitelnou strukturou a tím vytvoření nového prostoru pro vývoj tohoto odvětví. [58] [59] Důležitost 3D tisku v healthcare spočívá především ve vytváření struktur a zařízení, která jsou následně senzory vyrobenými různými technologiemi osazována. Lze vytvářet i struktury přímo na míru danému typu senzoru. Jedná se o stenty a jakékoliv protetické součásti.

#### **5.3.1. 3D tištěný senzor k implantaci do mozkových cév**

V literatuře 3D tištěný senzor vytvořený výzkumníky z Georgia Tech [58] k implantaci do mozkových cév, který slouží ke zkoumání probíhající léčby aneuryzmatu. Jedná se o roztažitelný bezbateriový senzor, který je konstruován k použití spolu se stenty. 3D tisková technologie je využívána k rychlé a levné produkci tohoto senzoru, kdy je možné vytisknout malé součástky senzoru v jednom kroku a tím zjednodušit výrobní proces. Při tisku lze kontrolovat tiskovou rychlost, tiskovou šíři a množství nanášeného materiálu. Pro tuto aplikaci lze použít velké množství materiálů o různých viskozitách. Senzor tvoří biokompatibilní polyimid, dvě síťové vrstvy složené ze stříbrných nanočástic, dielektrikum a měkký zapouzdřující polymer. Senzor představuje velmi výhodný krok oproti běžné léčbě aneuryzmatu, která spočívá v opakovaném pořizování angiografických snímků, tedy rentgenovým snímkům krevních cév. Tato léčba je finančně nákladná a využívá kontrastních inkoustů, které mohou být pro tělo nevhodné. [58] Velikost stentu do kterého by se měl tento senzor implantovat má 2–3 mm v průměru. Tento senzor se vkládá pomocí katétru a využívá induktivního signálového spojení k bezdrátové detekci charakteristik proudění krve, ve kterých se odráží úspěšnost hojení aneuryzmatu. Pracuje na principu implementované cívky zachytávající elektromagnetickou energii vysílanou

jinou cívkou nacházející se mimo tělo. Krvi, která protéká senzorem se mění elektrické vlastnosti, které následně mění signály procházející senzorem a ty jsou vysílány do třetí cívky, umístěné mimo tělo. Výzkumníci byli schopni naměřit změnu v kapacitě senzoru implantovaného do masa připomínajícího mozkovou tkáň ve vzdálenosti až 6 cm. [58]

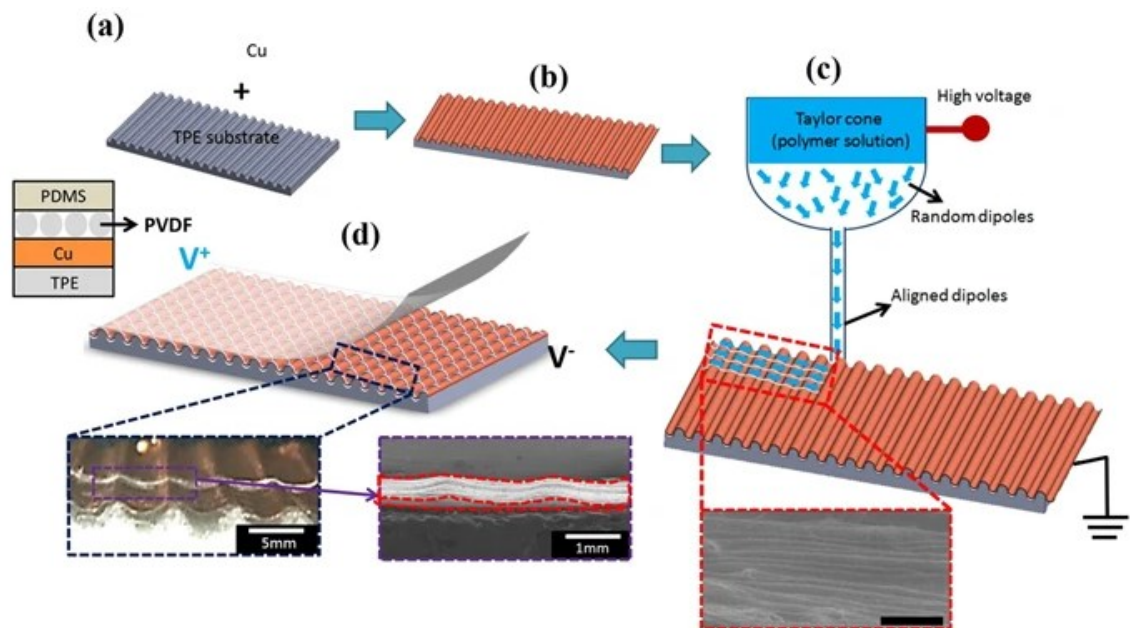


**Obrázek 13** *Tištěný sensor pro monitorování cerebrálního aneuryzmatu [60]*

### 5.3.2. 3D tištěný WSS tlakový senzor na bázi mikro/nano vláken

Yiin Kuen Fuh představili samonapájecí zcela enkapsulovaný tlakový senzor s piezoelektrickými mikro/nano vlákny (MNFs) nanesenými na 3D tištěné vlnité struktúře. [85] Tento senzor nazývají wavy-substrate self-powered sensor (WSS). Samonapájecí elektronika a senzory se těší velké pozornosti především z důvodu vhodného použití pro nositelné a healthcare aplikace. Jedním ze základních principů těchto senzorů je piezoelektrický jev. Piezoelektrické materiály například ZnO, polymer polyvinylidenfluorid (PVDF) umožňují generovat elektrickou energii díky vzniku elektrického potenciálu při deformaci tohoto elektroaktivního polymeru. Deformace polymeru jsou zajišťovány vnějšími jevy jako je chůze, otřesy, chvění ve větru a jiné. Díky přítomnosti daných zdrojů pak dané prvky nevyžadují použití baterií. [85] [87] Pro vytváření samonapájecích nanovláken se používá široce využívaná metoda elektrostatického zvlákňování (ES). Základní princip této metody spočívá ve vytvoření elektricky nabitého

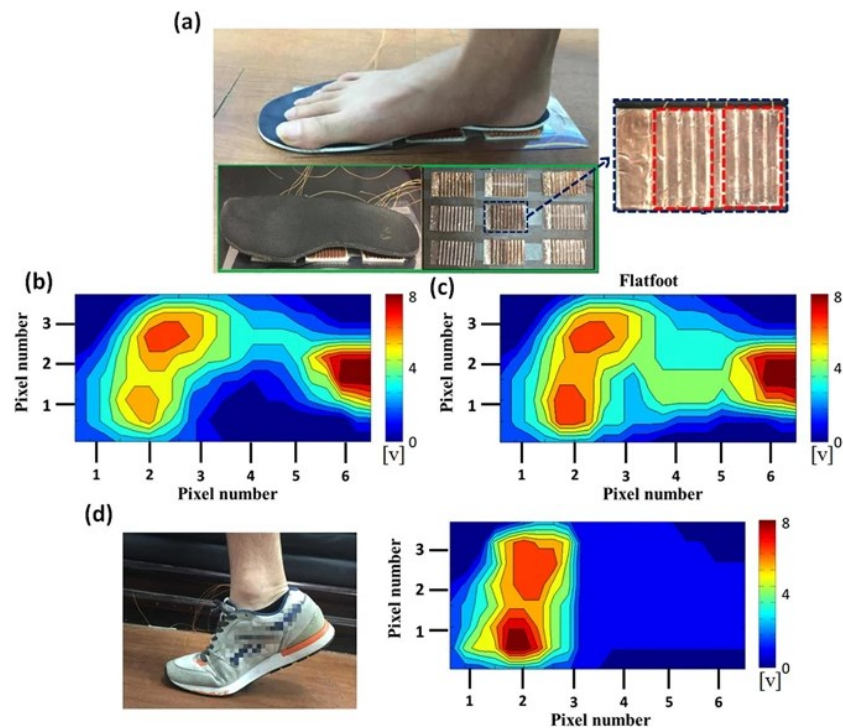
proudu taveniny/polymeru, který je nanášen skrze Taylorův kužel. [85] [88] Touto metodou lze nanášet velké portfolío materiálů od keramiky ke kompozitům.



**Obrázek 14** Schéma výroby WSS sensoru [85]

Přesně zarovnaná 1D a 2D MNF vlákna bylo možné nanést na substrát pomocí metody near-field elektrostatického zvlákňování (NFES) [85] [86]. Ve studii byly vytvořeny tři vzorky substrátů o velikosti 40 mm × 20 mm × 2 mm. První vzorek byl planární, druhý vzorek měl strukturu podlouhlých kvádrů, třetí vzorek měl vlnitou strukturu. Výrobní postup se skládal ze čtyř kroků. Prvním krokem bylo mechanické nanesení měděné (Cu) fólie na substrát termoplastického elastomeru o tloušťce 2 mm s vytištěnými 3D vlnitými strukturami. Následovalo nanesení MNF vláken na Cu elektrodu pomocí NFES metody. Nanášená směs se skládala z PVDF 16 hm. %, rozpouštědla dimethylformamidu (DMF) s acetonem v poměru 1:1 a fluorotenzidu 4 hm. %. Posledním krokem byla celková enkapsulace polydimethylsiloxanem (PDMS). [85]

Bylo zjištěno, že MNF vlákna mají průměr 1–5  $\mu\text{m}$  a že jejich nanosená délka může dosahovat  $\sim 35$  mm. Výstupní napětí a proud tří vzorků senzorů byly zkoumány pomocí motoru na stejnosměrný proud s parametry měření: 4 Hz a zatížení 0,5 %. Pomocí osciloskopu bylo zjištěno, že tyto tři vzorky s celkovým počtem 600 nanosených vláken jsou schopny generovat výstupní napětí 2 V (planární), 3,5 V (kvádrový), 3,5 V (vlnitý) a výstupní proud 50 nA, 70 nA, 100 nA. Tyto parametry byly na vzorky senzorů aplikovány po tři dny a bylo zjištěno, že vykazují robustní stabilitu a velmi malé rozdíly ve velikosti píků výstupního napětí. Po připevnění vzorků senzorů na bavlněnou tkaninu a zmáčknutí prstem při středovém prohnutí 0,5 cm bylo naměřeno výstupní napětí vzorků 2 V planární, 5 V kvádrový, 7 V vlnitý. Stejně byl naměřen i výstupní proud, který byl 50 nA, 80 nA, 110 nA. Dle výsledků můžeme vidět, že nejlepší výsledky dosahuje vzorek s vlnitou strukturou. [85]



**Obrázek 15** 2D rekonstrukce chodidla pomocí WSS tlakových sensorů [85]

Pro demonstraci praktického použití byly senzory aplikovány jako samonapájecí tlakové senzory pro mapování rozložení tlaku u chodidla viz (Obrázek 15). WSS o velikosti 4,5 cm × 3 cm byly uspořádány na matricově tvarované elektrody a tím mohli být mapovány tlaky na rozdílných místech chodidla. Byly získány 2D snímky kontur rozložení tlaku u chodidel. Senzory byly použity k mapování zdravého chodidla, plochého chodidla a chodidla ve stavu napnutí na bříškách. Takto naměřené výsledky byly nakalibrovány a charakterizovány dle experimentálních výsledků. Dle výsledků byla následně provedena 2D rekonstrukce chodidel. [85]

Získané poznatky potvrdili, že má 3D tištěná vlnitá struktura výrazný vliv na zlepšení piezoelektrických výstupů a to zejména díky větší délce vláken, které lze na vlnitou strukturu nanést. Senzory lze úspěšně použít pro nositelnou elektroniku a jiné aplikace spojené s healthcare. [85]

## 6. ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo provést obecnou rešerši na téma tištěných, 3D tištěných senzorů pro medicínální aplikace, které lze použít v oblasti healthcare a přinést tak informace ohledně problematiky spojené s tiskem senzorů a upozornit na trendy ve vývoji tištěných healthcare senzorů. Pojednává se zde o senzorech a jejich vlastnostech a o technologiích jejich výroby. V práci je uveden i výčet jednotlivých typů senzorů včetně detailního popsání jednotlivých materiálů a jejich funkčnosti.

Nové výrobní technologie a materiály přinesly do senzorového průmyslu a zdravotnictví mnoho nových možností. Zejména senzory využívající piezoelektrickou technologii jsou vhodné pro použití jako nositelné senzory, k vytvoření elektronické kůže a dalších aplikací souvisejících s monitorováním zdraví nebo prevencí. Ač použití nejmodernějších materiálů například uhlíkových nanotrubic přináší mnoho nových možností, zejména pak pro možnost tisku senzorů, není u nich často zjištěna či prokázána toxicita a tím související biokompatibilita. Z tohoto důvodu je v mnoha případech třeba použít pro healthcare aplikace jiných biokompatibilních materiálů, které ovšem nemusí splňovat parametry pro tisk. Proto je mnohdy velmi obtížné vytvořit vyhovující senzor pouze pomocí tisku. Využívá se proto hybridně vyrobených senzorů, které využívají již zavedené výrobní technologie ke tvorbě hlavních součástí z dobře prozkoumaných materiálů. S nebývale velkou poptávkou po senzorech, které se dnes využívají ve všech oblastech profesionálního i domácího života je toto téma velmi aktuální. Momentální důležitost je kladena na snížení ceny produktů, což je důležité pro budoucí využití v navrhovaných bezdrátových monitorovacích systémech. Tištěná elektronika představuje alternativní technologii výroby, která napomáhá uspokojit poptávku svojí možností masové produkce a snížením nákladů na výrobu. Jde s jistotou konstatovat, že senzory jsou velmi prospěšné pro ochranu zdraví, ať už pacientů, zaměstnanců nebo civilních osob. Implementace senzorů je tak obrovská, že se nacházejí doslova na každém kroku a dle zkoumaných trendů se má jejich zastoupení do budoucna ještě zvyšovat.

## 7. REFERENCE

- [1] ATHANASIOU, Kyriacos A., Gabriele G. NIEDERAUER a C. Mauli AGRAWAL. Sterilization, toxicity, biocompatibility and clinical applications of polylactic acid/ polyglycolic acid copolymers. *Biomaterials*. Great Britain: Elsevier Science Limited, 1996, **17**(2), 93–102.
- [2] Biokompatibilita. In: *Lekarske.slovníky.cz* [online]. Praha: Maxdorf, - [cit. 2020-07-18]. Dostupné z: <http://lekarske.slovníky.cz/pojem/biokompatibilita>
- [3] *Encyklopedie-3d-tisku* [online]. Brno: Vydavatelství Nová média, 2019 [cit. 2020-07-18]. Dostupné z: <https://www.3d-tisk.cz/>
- [4] HLAWICZKA, Petr. Rychlá výroba prototypů-klíč k intenzivním aerodynamickým programům v F1 (+ video). In: *F1news.autoroad.cz* [online]. Praha: F1NEWS.cz a INCORP a.s. – media group, 2013 [cit. 2020-07-18]. Dostupné z: <https://f1news.autoroad.cz/technika/45427-rychla-vyroba-prototypu-klic-k-intenzivnim-aerodynamickym-programum-v-f1-video>
- [5] WHITAKER, Matthew. The history of 3D printing in healthcare. *The Bulletin of the Royal College of Surgeons of England* [online]. 2014, **96**(7), 228-229 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1308/147363514X13990346756481. ISSN 1473-6357. Dostupné z: <https://publishing.rcseng.ac.uk/doi/10.1308/147363514X13990346756481>
- [6] CHENG, George Z., Erik FOLCH, Adam WILSON, et al. 3D Printing and Personalized Airway Stents. *Pulmonary Therapy* [online]. 2017, **3**(1), 59-66 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1007/s41030-016-0026-y. ISSN 2364-1754. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s41030-016-0026-y>
- [7] KADLEC, Adam. *Využití 3D tisku v medicínálních aplikacích*. Pardubice, 2019. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice. Vedoucí práce Ing. Marek Bouška, Ph.D.
- [8] ZHAO, Danyang, Ruiqi ZHOU, Jianxing SUN, Hongxia LI a Yifei JIN. Experimental study of polymeric stent fabrication using homemade 3D printing system. *Polymer Engineering & Science* [online]. 2019, **59**(6), 1122-1131 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1002/pen.25091. ISSN 0032-3888. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/pen.25091>
- [9] THOMAS, Daniel J. a Timothy C. CLAYPOLE. 3-D Printing. *Printing on Polymers* [online]. Elsevier, 2016, 2016, s. 293-306 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/B978-0-323-37468-2.00018-X. ISBN 9780323374682. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978032337468200018X>
- [10] BERTRAND, Olivier F, Rajender SIPEHIA, Rosaire MONGRAIN, Josep RODÉS, Jean-Claude TARDIF, Luc BILODEAU, Gilles CÔTÉ a Martial G BOURASSA. Biocompatibility aspects of new stent technology. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 1998, **32**(3), 562-571 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/S0735-1097(98)00289-7. ISSN 07351097. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0735109798002897>
- [11] DINU, M., S. FRANCHI, V. PRUNA, et al. Ti-Nb-Zr system and its surface biofunctionalization for biomedical applications. *Titanium in Medical and Dental Applications* [online]. Elsevier, 2018, 2018, s. 175-200 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/B978-0-12-812456-



7.00008-1. ISBN 9780128124567. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128124567000081>

[12] DE VITERI, Virginia Senz a Elena FUENTES. Titanium and Titanium Alloys as Biomaterials. GEGNER, Jrgen, ed. *Tribology-Fundamentals and Advancements* [online]. InTech, 2013, 2013-05-22 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.5772/55860. ISBN 978-953-51-1135-1. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/tribology-fundamentals-and-advancements/titanium-and-titanium-alloys-as-biomaterials>

[13] Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS) and its Features. In: *Omnexus.specialchem.com* [online]. USA: SpecialChem, - [cit. 2020-07-18]. Dostupné z: <https://omnexus.specialchem.com/selection-guide/acrylonitrile-butadiene-styrene-abs-plastic>

[14] Wohlers Associates, Inc. *Wohlers Report 2017: 3D Printing and Additive Manufacturing State of the Industry : Annual Worldwide Progress Report*. -. Colorado: Wohlers Associates, Incorporated, 2017, 2017, 343 s. ISBN 0991333233, 9780991333233.

[15] DORGAS, John R., Hans J. LEHERMEIER, Liviu-I. PALADE a John CICERO. Polylactides: properties and prospects of an environmentally benign plastic from renewable resources. *Macromolecular Symposia*. 2001, **175**(1), 55–66. DOI: 10.1002/1521-3900(200110)175:1<55::AID-MASY55>3.0.CO;2-K.

[16] RASAL, Rahul M., Amol V. JANORKAR a Douglas E. HIRT. Poly(lactic acid) modifications. *Progress in Polymer Science* [online]. 2010, **35**(3), 338-356 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/j.progpolymsci.2009.12.003. ISSN 00796700. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0079670009001154>

[17] *11012/42681*. Brno, 2015. Dostupné také z: <https://dspace.vutbr.cz/handle/11012/42681>

[18] Polylactid sceletal.svg. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2020-07-18]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Polylactic\\_acid#/media/File:Polylactid\\_sceletal.svg](https://en.wikipedia.org/wiki/Polylactic_acid#/media/File:Polylactid_sceletal.svg)

[19] AVINC, Ozan a Akbar KHODDAMI. Overview of Poly(lactic acid) (PLA) Fibre. *Fibre Chemistry* [online]. 2009, **41**(6), 391-401 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1007/s10692-010-9213-z. ISSN 0015-0541. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10692-010-9213-z>

[20] LIN, Wen-Jen. Comparison of thermal characteristics and degradation properties of  $\epsilon$ -caprolactone copolymers. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1999, **47**(3), 420–423.

[21] SOSNIK, A. a D. COHN. Poly(ethylene glycol)-poly(epsilon-caprolactone) block oligomers as injectable materials. *Polymer* [online]. 2003, **44**(23), 7033-7042 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/j.polymer.2003.09.012. ISSN 00323861. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0032386103008425>

[22] WEI, XiaWei, ChangYang GONG, MaLing GOU, et al. Biodegradable poly( $\epsilon$ -caprolactone)-poly(ethylene glycol) copolymers as drug delivery system. *International Journal of Pharmaceutics* [online]. 2009, **381**(1), 1-18 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/j.ijpharm.2009.07.033. ISSN 03785173. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0378517309005031>

- [23] Georjinho. Polycaprolactone synthesis.png. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2020-07-18]. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Polykaprolakton#/media/Soubor:Polycaprolactone\\_synthesis.png](https://cs.wikipedia.org/wiki/Polykaprolakton#/media/Soubor:Polycaprolactone_synthesis.png)
- [24] KOTZAR, Geoffrey, Mark FREAS, Phillip ABEL, Aaron FLEISCHMAN, Shuvo ROY, Christian ZORMAN, James M MORAN a Jeff MELZAK. Evaluation of MEMS materials of construction for implantable medical devices. *Biomaterials* [online]. 2002, **23**(13), 2737-2750 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/S0142-9612(02)00007-8. ISSN 01429612. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0142961202000078>
- [25] JIA, Han, Shu-Ying GU a Kun CHANG. 3D printed self-expandable vascular stents from biodegradable shape memory polymer. *Advances in Polymer Technology* [online]. 2018, **37**(8), 3222-3228 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1002/adv.22091. ISSN 07306679. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/adv.22091>
- [26] LIU, C. Recent Developments in Polymer MEMS. *Advanced Materials* [online]. 2007, **19**(22), 3783-3790 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1002/adma.200701709. ISSN 09359648. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/adma.200701709>
- [27] FERREIRA, Antoine a Sumeet S. APHALE. A Survey of Modeling and Control Techniques for Micro-and Nanoelectromechanical Systems. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)* [online]. 2011, **41**(3), 350-364 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1109/TSMCC.2010.2072779. ISSN 1094-6977. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5586662/>
- [28] SUNDARAM, Senthilarasu, David BENSON a Tapas Kumar MALLICK. Overview of the PV Industry and Different Technologies. *Solar Photovoltaic Technology Production* [online]. Elsevier, 2016, 2016, s. 7-22 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/B978-0-12-802953-4.00002-0. ISBN 9780128029534. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128029534000020>
- [29] SAHOO, Sarat Kumar, Balamurugan MANOHARAN a Narendiran SIVAKUMAR. Introduction. *Perovskite Photovoltaics* [online]. Elsevier, 2018, 2018, s. 1-24 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1016/B978-0-12-812915-9.00001-0. ISBN 9780128129159. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128129159000010>
- [30] SIFFERT, Paul a Eberhard KRIMMEL. *Silicon: Evolution and Future of a Technology*. Ilustrované vydání. Germany: Springer Science & Business Media, 2004, 549 s. ISBN 3540405461, 9783540405467.
- [31] Semiconductor Components Industries. Výroba křemíku. In: *Www.onsemi.com* [online]. USA: Semiconductor Components Industries, - [cit. 2020-07-19]. Dostupné z: <https://www.onsemi.com/PowerSolutions/content.do?id=15004>
- [32] FRIEDRICH, J. Methods for Bulk Growth of Inorganic Crystals: Crystal Growth. *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering* [online]. Elsevier, 2016, 2016 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1016/B978-0-12-803581-8.01010-9. ISBN 9780128035818. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128035818010109>

- [33] ABS-akrylonitril-butadién-styrén. In: *Www.resinex.cz* [online]. Praha: Resinex, 2020 [cit. 2020-07-19]. Dostupné z: <https://www.resinex.cz/polymerove-typy/abs.html>
- [34] WILLERTH, Stephanie. Synthetic biomaterials for engineering neural tissue from stem cells. *Engineering Neural Tissue from Stem Cells* [online]. Elsevier, 2017, 2017, s. 127-158 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1016/B978-0-12-811385-1.00006-6. ISBN 9780128113851. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128113851000066>
- [35] LÖTTERS, J C, W OLTHUIS, P H VELTINK a P BERGVELD. The mechanical properties of the rubber elastic polymer polydimethylsiloxane for sensor applications. *Journal of Micromechanics and Microengineering* [online]. 1997, 7(3), 145-147 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1088/0960-1317/7/3/017. ISSN 0960-1317. Dostupné z: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0960-1317/7/3/017>
- [36] GUNATILLAKE, P.A. a R. ADHIKARI. Nondegradable synthetic polymers for medical devices and implants. *Biosynthetic Polymers for Medical Applications* [online]. Elsevier, 2016, 2016, s. 33-62 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1016/B978-1-78242-105-4.00002-X. ISBN 9781782421054. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978178242105400002X>
- [37] WESTERN OREGON UNIVERSITY. *The Synthesis of "Bouncing Putty" A Cross-Linked Silicone Polymer*. USA, -. Dostupné také z: <https://people.wou.edu/~courtna/ch462/BouncingPutty.htm>
- [38] HUBÁLEK, J. *Mikrosenzory a mikroelektromechanické systémy*. Brno, -. Dostupné také z: [http://www.umel.feec.vutbr.cz/~adamek/uceb/DATA/s\\_1\\_1.htm](http://www.umel.feec.vutbr.cz/~adamek/uceb/DATA/s_1_1.htm)
- [39] KUPCOVÁ, Kristýna. *Využití vysokofrekvenčního impedačního senzoru pro detekci toxických látek v plynné fázi*. Praha, 2010. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Doc. RNDr. Ivan Jelínek, CSc.
- [40] HUBÁLEK, Jaromír. *Mikrosenzory a mikroelektromechanické systémy*. Brno, -. Dostupné také z: <http://www.umel.feec.vutbr.cz/~hubalek>
- [41] BEJČEK, Ludvík a Jan VACULÍK. Snímače tlaku. *Automa*. 2011, 17(1), 20–23.
- [42] VYLEGALA, Pavel. *ROBOTI: Snímače a senzory*. 2013. CZ.1.07/1.1.24/01.0066
- [43] Starý M. a kol.: *Terpolymery ABS, Zpracování a použití*. STNL, Praha 1977
- [44] VOJÁČEK, Antonín. Princip a struktura integrovaných senzorů tlaku Freescale. In: *Vyvoj.hw.cz* [online]. Česká Republika: SPOERLE ELECTRONIC spol., 2007 [cit. 2020-07-19]. Dostupné z: <https://vyvoj.hw.cz/teorie-a-praxe/dokumentace/princip-a-struktura-integrovaných-senzoru-tlaku-freescale.html>
- [45] PARK, Jongsung, Ji-Kwan KIM, Su A. PARK a Dong-Weon LEE. Biodegradable polymer material based smart stent: Wireless pressure sensor and 3D printed stent. *Microelectronic Engineering* [online]. 2019, 206, 1-5 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/j.mee.2018.12.007. ISSN 01679317. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167931718305112>

- [46] HASÍK, Stanislav. *Kvalitativní srovnání MEMS snímačů vybrací*. Brno, 2014. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing., Stanislav Klusáček, Ph.D.
- [47] ZEMAN, Přemysl Libor. *Automatizace – Snímače teploty*. Nová Paka, 2016.
- [48] BOWERS, Nat. Printed sensor technology is holding strong. In: *Www.electronicsspecifier.com* [online]. USA: Electronic Specifier, 2014 [cit. 2020-07-19]. Dostupné z: <https://www.electronicsspecifier.com/products/sensors/printed-sensor-technology-is-holding-strong>
- [49] LEVORA, Jakub. *Tištěné sensory plynů*. Plzeň, 2015. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Ing. Petr Kuberský Ph.D.
- [50] OSTFELD, Aminy E., Igal DECKMAN, Abhinav M. GAIKWAD, Claire M. LOCHNER a Ana C. ARIAS. Screen printed passive components for flexible power electronics. *Scientific Reports* [online]. 2015, **5**(1) [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1038/srep15959. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/srep15959>
- [51] KHAN, Saleem, Leandro LORENZELLI a Ravinder S. DAHIYA. Technologies for Printing Sensors and Electronics Over Large Flexible Substrates: A Review. *IEEE Sensors Journal* [online]. 2015, **15**(6), 3164-3185 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1109/JSEN.2014.2375203. ISSN 1530-437X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6974982/>
- [52] *Sensors and Transducers Journal*. 79. International Frequency Sensor Association Publishing, 2007. ISSN 1726-5479.
- [53] MOYA, Ana, Gemma GABRIEL, Rosa VILLA a F. JAVIER DEL CAMPO. Inkjet-printed electrochemical sensors. *Current Opinion in Electrochemistry* [online]. 2017, **3**(1), 29-39 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/j.coelec.2017.05.003. ISSN 24519103. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2451910317300376>
- [54] SUNDRIYAL, Poonam a Shantanu BHATTACHARYA. Inkjet-Printed Sensors on Flexible Substrates. BHATTACHARYA, Shantanu, Avinash Kumar AGARWAL, Nripen CHANDA, Ashok PANDEY a Ashis Kumar SEN, ed. *Environmental, Chemical and Medical Sensors* [online]. Singapore: Springer Singapore, 2018, 2018-12-23, s. 89-113 [cit. 2020-07-18]. Energy, Environment, and Sustainability. DOI: 10.1007/978-981-10-7751-7\_5. ISBN 978-981-10-7750-0. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-981-10-7751-7\\_5](http://link.springer.com/10.1007/978-981-10-7751-7_5)
- [55] LESCH, Andreas, Fernando CORTÉS-SALAZAR, Michel PRUDENT, et al. Large scale inkjet-printing of carbon nanotubes electrodes for antioxidant assays in blood bags. *Journal of Electroanalytical Chemistry* [online]. 2014, **717-718**, 61-68 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/j.jelechem.2013.12.027. ISSN 15726657. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1572665713005778>
- [56] BARD, Allen J. a Larry R. FAULKNER. *Electrochemical methods: fundamentals and applications*. 2nd ed. Hoboken: John Wiley, c2001. ISBN 0-471-04372-9.
- [57] ALEMDAR, Hande a Cem ERSOY. Wireless sensor networks for healthcare: A survey. *Computer Networks* [online]. 2010, **54**(15), 2688-2710 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/j.comnet.2010.05.003. ISSN 13891286. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1389128610001398>

[58] CARFAGNO, Jack. Wireless, 3D Printed Sensor Could Monitor Healing of Brain Aneurysms. In: *Www.docwirenews.com* [online]. USA: Georgia Tech, 2019 [cit. 2020-07-19]. Dostupné z: <https://www.docwirenews.com/docwire-pick/future-of-medicine-picks/wireless-3d-printed-sensor-could-monitor-healing-of-brain-aneurysms/>

[59] XU, Yuanyuan, Xiaoyue WU, Xiao GUO, Bin KONG, Min ZHANG, Xiang QIAN, Shengli MI a Wei SUN. The Boom in 3D-Printed Sensor Technology. *Sensors* [online]. 2017, **17**(5) [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.3390/s17051166. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/17/5/1166>

[60] MICKLEY-GASS, Amanda. Implantable Electronics for Cerebral Aneurysm Monitoring. In: *Www.advancedsciencenews.com* [online]. USA: Advanced Science News, 2019 [cit. 2020-07-19]. Dostupné z: <https://www.advancedsciencenews.com/implantable-electronics-for-cerebral-aneurysm-monitoring/>

[61] SENDRA, Sandra, Emilio GRANELL, Jaime LLORET a Joel J. P. C. RODRIGUES. Smart Collaborative Mobile System for Taking Care of Disabled and Elderly People. *Mobile Networks and Applications* [online]. 2014, **19**(3), 287-302 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1007/s11036-013-0445-z. ISSN 1383-469X. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11036-013-0445-z>

[62] KO, Seung Hwan, Jaewon CHUNG, Heng PAN, Costas P. GRIGOROPOULOS a Dimos POULIKAKOS. Fabrication of multilayer passive and active electric components on polymer using inkjet printing and low temperature laser processing. *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. 2007, **134**(1), 161-168 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1016/j.sna.2006.04.036. ISSN 09244247. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424706003220>

[63] METTERS, Jonathan P., Fang TAN a Craig E. BANKS. Screen-printed palladium electroanalytical sensors. *Journal of Solid State Electrochemistry* [online]. 2013, **17**(6), 1553-1562 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1007/s10008-013-2041-3. ISSN 1432-8488. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10008-013-2041-3>

[64] SZYCHER, Michael a Chandra P. SHARMA. *Blood Compatible Materials and Devices: Perspectives Towards the 21st Century*. USA: CRC Press, 1990, 303 s. 1st edition. ISBN 0877627339.

[65] KHAN, Saleem, Shawkat ALI a Amine BERMAK. Recent Developments in Printing Flexible and Wearable Sensing Electronics for Healthcare Applications. *Sensors* [online]. 2019, **19**(5) [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.3390/s19051230. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/5/1230>

[66] YAO, Shanshan a Yong ZHU. Wearable multifunctional sensors using printed stretchable conductors made of silver nanowires. *Nanoscale* [online]. 2014, **6**(4) [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1039/c3nr05496a. ISSN 2040-3364. Dostupné z: <http://xlink.rsc.org/?DOI=c3nr05496a>

[67] SHIWAKU, Rei, Hiroyuki MATSUI, Kuniaki NAGAMINE, et al. A Printed Organic Circuit System for Wearable Amperometric Electrochemical Sensors. *Scientific Reports*

[online]. 2018, **8**(1) [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1038/s41598-018-24744-x. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/s41598-018-24744-x>

[68] HEIKENFELD, J., A. JAJACK, J. ROGERS, et al. Wearable sensors: modalities, challenges, and prospects. *Lab on a Chip* [online]. 2018, **18**(2), 217-248 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1039/C7LC00914C. ISSN 1473-0197. Dostupné z: <http://xlink.rsc.org/?DOI=C7LC00914C>

[69] OH, Seung Yun, Soo Yeong HONG, Yu Ra JEONG, et al. Skin-Attachable, Stretchable Electrochemical Sweat Sensor for Glucose and pH Detection. *ACS Applied Materials & Interfaces* [online]. 2018, **10**(16), 13729-13740 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1021/acsami.8b03342. ISSN 1944-8244. Dostupné z: <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acsami.8b03342>

[70] LIU, Yan, Hai WANG, Wei ZHAO, Min ZHANG, Hongbo QIN a Yongqiang XIE. Flexible, Stretchable Sensors for Wearable Health Monitoring: Sensing Mechanisms, Materials, Fabrication Strategies and Features. *Sensors* [online]. 2018, **18**(2) [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.3390/s18020645. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/18/2/645>

[71] KOSACK, Cara S, Anne-Laure PAGE a Paul R KLATSER. A guide to aid the selection of diagnostic tests. *Bulletin of the World Health Organization* [online]. 2017, **95**(9), 639-645 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.2471/BLT.16.187468. ISSN 0042-9686. Dostupné z: <http://www.who.int/entity/bulletin/volumes/95/9/16-187468.pdf>

[72] RUSSELL, Steven J. Continuous Glucose Monitoring. In: *Www.niddk.nih.gov* [online]. USA: National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases, 2017 [cit. 2020-07-19]. Dostupné z: <https://www.niddk.nih.gov/health-information/diabetes/overview/managing-diabetes/continuous-glucose-monitoring>

[73] OLIVEIRA, J., V. CORREIA, H. CASTRO, P. MARTINS a S. LANCEROS-MENDEZ. Polymer-based smart materials by printing technologies: Improving application and integration. *Additive Manufacturing* [online]. 2018, **21**, 269-283 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/j.addma.2018.03.012. ISSN 22148604. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2214860417304797>

[74] ZHAN, Zhaoyao, Rongzhou LIN, Van-Thai TRAN, Jianing AN, Yuefan WEI, Hejun DU, Tuan TRAN a Wenqiang LU. Paper/Carbon Nanotube-Based Wearable Pressure Sensor for Physiological Signal Acquisition and Soft Robotic Skin. *ACS Applied Materials & Interfaces* [online]. 2017, **9**(43), 37921-37928 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1021/acsami.7b10820. ISSN 1944-8244. Dostupné z: <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acsami.7b10820>

[75] KHAN, Saleem, Sajina TINKU, Leandro LORENZELLI a Ravinder S. DAHIYA. Flexible Tactile Sensors Using Screen-Printed P(VDF-TrFE) and MWCNT/PDMS Composites. *IEEE Sensors Journal* [online]. 2015, **15**(6), 3146-3155 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1109/JSEN.2014.2368989. ISSN 1530-437X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6967772/>

[76] WANG, Xuwen, Zheng LIU a Ting ZHANG. Flexible Sensing Electronics for Wearable/Attachable Health Monitoring. *Small* [online]. 2017, **13**(25) [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1002/sml.201602790. ISSN 16136810. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/sml.201602790>

[77] LIU, Jian-Wei, Jin-Long WANG, Zhi-Hua WANG, Wei-Ran HUANG a Shu-Hong YU. Manipulating Nanowire Assembly for Flexible Transparent Electrodes. *Angewandte Chemie International Edition* [online]. 2014, **53**(49), 13477-13482 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1002/anie.201408298. ISSN 14337851. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/anie.201408298>

[78] CHOONG, Chwee-Lin, Mun-Bo SHIM, Byoung-Sun LEE, et al. Highly Stretchable Resistive Pressure Sensors Using a Conductive Elastomeric Composite on a Micropyramid Array. *Advanced Materials* [online]. 2014, **26**(21), 3451-3458 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1002/adma.201305182. ISSN 09359648. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/adma.201305182>

[79] SEKINE, Tomohito, Alexandre GAÏTIS, Jun SATO, et al. Low Operating Voltage and Highly Pressure-Sensitive Printed Sensor for Healthcare Monitoring with Analogic Amplifier Circuit. *ACS Applied Electronic Materials* [online]. 2019, **1**(2), 246-252 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1021/acsaelm.8b00088. ISSN 2637-6113. Dostupné z: <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acsaelm.8b00088>

[80] SHIN, Keun-Young, James S. LEE a Jyongsik JANG. Highly sensitive, wearable and wireless pressure sensor using free-standing ZnO nanoneedle/PVDF hybrid thin film for heart rate monitoring. *Nano Energy* [online]. 2016, **22**, 95-104 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.1016/j.nanoen.2016.02.012. ISSN 22112855. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S221128551600063X>

[81] AHN, Kang-ho, Sun-Man KIM a Il Je YU. Multi-Walled Carbon Nanotube (MWCNT) Dispersion and Aerosolization with Hot Water Atomization without Addition of Any Surfactant. *Safety and Health at Work* [online]. 2011, **2**(1), 65-69 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.5491/SHAW.2011.2.1.65. ISSN 20937911. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2093791111210096>

[82] SOMEYA, T., T. SEKITANI, S. IBA, Y. KATO, H. KAWAGUCHI a T. SAKURAI. A large-area, flexible pressure sensor matrix with organic field-effect transistors for artificial skin applications. *Proceedings of the National Academy of Sciences* [online]. 2004, **101**(27), 9966-9970 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1073/pnas.0401918101. ISSN 0027-8424. Dostupné z: <http://www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.0401918101>

[83] YEO, So Young, Sangsik PARK, Yeon Jin YI, Do Hwan KIM a Jung Ah LIM. Highly Sensitive Flexible Pressure Sensors Based on Printed Organic Transistors with Centrocyclically Self-Organized Organic Semiconductor Microstructures. *ACS Applied Materials & Interfaces* [online]. 2017, **9**(49), 42996-43003 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1021/acsaami.7b15960. ISSN 1944-8244. Dostupné z: <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acsaami.7b15960>

[84] MANNSFELD, Stefan C. B., Benjamin C-K. TEE, Randall M. STOLTENBERG, et al. Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers. *Nature Materials* [online]. 2010, **9**(10), 859-864 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1038/nmat2834. ISSN 1476-1122. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/nmat2834>

[85] FUH, Yiin Kuen, Bo Sheng WANG a Chen-Yu TSAI. Self-Powered Pressure Sensor with fully encapsulated 3D printed wavy substrate and highly-aligned piezoelectric fibers

array. *Scientific Reports* [online]. 2017, 7(1) [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1038/s41598-017-07360-z. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/s41598-017-07360-z>

[86] ZHENG, Gaofeng, Jiaxin JIANG, Dezhi WU a Daoheng SUN. Near-Field Electrospinning. *Electrospinning: Nanofabrication and Applications* [online]. Elsevier, 2019, 2019, s. 283-319 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1016/B978-0-323-51270-1.00009-1. ISBN 9780323512701. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780323512701000091>

[87] TIAN, Bozhi, Xiaolin ZHENG, Thomas J. KEMPA, Ying FANG, Nanfang YU, Guihua YU, Jinlin HUANG a Charles M. LIEBER. Coaxial silicon nanowires as solar cells and nano-electronic power sources. *Nature* [online]. 2007, 449(7164), 885-889 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1038/nature06181. ISSN 0028-0836. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/nature06181>

[88] Elektrostatické zvlákňování. In: *Www.nanopharma.cz* [online]. Pardubice: Nanopharma, - [cit. 2020-07-19]. Dostupné z: <https://www.nanopharma.cz/cs/produkty-a-technologie/technologie>