ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ

KATEDRA TECHNOLOGIÍ A MĚŘENÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Textilní organický elektrochemický tranzistor

Václav Nocar **Plzeň 2018**

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
Fakulta elektrotechnická
Akademický rok: **2017/2018**

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení:	**Václav NOCAR**
Osobní číslo:	**E15B0128P**
Studijní program:	**B2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor:	**Komerční elektrotechnika**
Název tématu:	**Textilní organický elektrochemický tranzistor**
Zadávající katedra:	**Katedra technologií a měření**

Zásady pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou organických elektrochemických tranzistorů.
2. Popište způsob výroby textilních organických elektrochemických tranzistorů a porovnejte je s ostatními ne-textilními organickými elektrochemickými tranzistory.
3. Vyhledejte aplikace použití textilních organických elektrochemických tranzistorů.
4. Zhodnoťte vlastnosti textilních OECT a porovnejte je s ostatními ne-textilními OECT.

Rozsah grafických prací: **podle doporučení vedoucího**

Rozsah kvalifikační práce: **30 - 40 stran**

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

Seznam odborné literatury:

1. **TAO, Xuyuan, Vladan KONCAR a Claude DUFOUR. Geometry Pattern for the Wire Organic Electrochemical Textile Transistor [online]. 2011. ISBN 0013-4651. Dostupné z: doi:10.1149/1.3562962.**
2. **HAMEDI, Mahiar, Robert FORCHHEIMER a Olle INGANÄS. Towards woven logic from organic electronic fibres. Nature materials [online]. 2007, 6(5), 357?362. ISSN 1476-1122. Dostupné z: doi:10.1038/nmat1884.**
3. **MŮLLER, Christian, Mahiar HAMEDI, Roger KARLSSON, Ronnie JANSSON, Rebeca MARCILLA a My HEDHAMMAR. Woven electrochemical transistors on silk fibers. Advanced Materials [online]. 2011, 23(7), 898-901 [vid. 2015-02-20]. ISSN 09359648. Dostupné z: doi:10.1002/adma.201003601.**
4. **Elektronické informační zdroje.**

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lukáš Mraček**
Katedra technologií a měření

Datum zadání bakalářské práce: **10. října 2017**

Termín odevzdání bakalářské práce: **7. června 2018**

Doc. Ing. Jiří Hammerbauer, Ph.D.
děkan

L.S.

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

V Plzni dne 10. října 2017

Abstrakt

V této bakalářské práci (dále jen BP) je v první části popsán organický elektrochemický tranzistor (dále jen OECT), vysvětlen princip jeho funkce a objasněn způsob výroby. V druhé části BP je vysvětlena problematika textilního organického elektrochemického tranzistoru, který je dále rozdělen do skupin a ty jsou stručně definovány. Následně je popsán způsob výroby textilního OECT, dle skupin do kterých byl rozdělen. V předposlední části BP jsou vyjmenovány způsoby využití textilního OECT a jejich příklady. Poslední část obsahuje porovnání netextilního a textilního OECT z hlediska výroby a vlastností, kde jsou zhodnoceny jejich konkrétní vlastnosti.

Klíčová slova

OECT, OTFT, WECT, nositelná elektronika, senzor, PEDOT:PSS, tisk, výroba, vodivé vlákno

Abstract

In this bachelor thesis (hereinafter referred to as BP) the first part describes an organic electrochemical transistor (hereinafter only "OECT"), explains the principle of its function and names the methods of its production. The second part of BP explains the issue of the textile organic electrochemical transistor, which is further divided into groups and these groups are briefly defined. Subsequently, the methods of fabrication of the textile OECT are described, according to the groups into which it was divided. In the penultimate part of BP are listed possibilities of using the textile OECT and their examples. The last part contains a comparison of non-textile and textile OECT in terms of production and properties, where their specific properties are assessed.

Key words

OECT, OTFT, WECT, wearable electronics, sensor, PEDOT: PSS, printing, fabrication, conductive fiber/yarn/thread

Prohlášení

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

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

.....

podpis

V Plzni dne 6.6.2018 Václav Nocar

Poděkování

Tímto bych rád poděkoval vedoucímu bakalářské práce Ing. Lukáši Mračkovi za cenné profesionální rady, připomínky, metodické vedení, ochotu a trpělivost.

Obsah

OBSAH **8**

ÚVOD **9**

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK **10**

1 ORGANICKÝ ELEKTROCHEMICKÝ TRANZISTOR **12**

1.1 PRINCIP FUNKCE 13
1.2 VÝROBA 14

2 TEXTILNÍ OECT **18**

2.1 WECT 18
2.1.1 Pravoúhlá topologie *18*
2.1.2 Paralelní topologie *19*
2.2 OECT NA TEXTILII 21

3 VÝROBA TEXTILNÍHO OECT **22**

3.1 WECT 22
3.1.1 Nanesení PEDOT:PSS na vlákno *23*
3.1.2 Integrace do textilie *25*
3.2 OECT NA TEXTILII 25

4 VYUŽITÍ TEXTILNÍHO OECT **27**

4.1 ELEKTRICKÉ OBVODY V TEXTILII 27
4.1.1 Invertor - NOT *27*
4.1.2 Multiplexor *28*
4.1.3 NOR *29*
4.1.4 Zesilovač *29*
4.2 NOSITELNÉ TEXTILNÍ SENZORY 30
4.2.1 OECT na textilii jako senzor *30*
4.2.2 WECT jako senzor *32*

5 POROVNÁNÍ NETEXTILNÍHO A TEXTILNÍHO OECT **37**

5.1 Z HLEDISKA VÝROBY 37
5.2 Z HLEDISKA VLASTNOSTÍ 37
5.2.1 Elektrické *37*
5.2.2 Senzorické *38*

ZÁVĚR **40**

SEZNAM LITERATURY A INFORMAČNÍCH ZDROJŮ **41**

Úvod

Organický elektrochemický tranzistor se v posledních letech těší velkému zájmu hlavně proto, že nabízí velké množství výhod pro aplikace v oblasti chemického a biologického snímání. Pro širokou škálu snímacích aplikací existuje poptávka po malých, přenosných a levných zařízeních. Organické polovodiče mohou být naneseny za použití nízkoteplotních procesů na různých substrátech, včetně substrátů flexibilních. To má za výsledek, že při výrobě OECT mohou být použity velmi levné metody výroby a jednoduchost těchto zařízení umožňuje snadnější miniaturizaci. S těmito výhodami je možné vytvářet pomocí OECT levné jednorázové senzory. Samozřejmě je také důležité, aby bylo pro senzory možné detekovat nízké koncentrace specifických analytů s vysokou citlivostí a vysokou selektivitou. Také zde poskytují OECT různé výhody. Vzhledem k tomu, že OECT jsou založeny na organických polovodičích, mohou být doladěny jejich chemické a elektrické vlastnosti pomocí různých příměsí tak, aby zvyšovaly citlivost a selektivitu senzorů. Velikou výhodou je také vlastní zesílení signálu, umožňující senzorům zlepšit limit detekce a citlivost.

Relativní necitlivost na geometrii zařízení umožnila OECT integrovat do textilie, kde jsou tranzistory realizovány například pouze pomocí křížení dvou vodivých vláken, a přesto fungují srovnatelně se zařízením na netextilních substrátech. Tato skutečnost otevřela nespočet způsobů jak využít OECT ve formě textilních nositelných senzorů, zesilovacích prvků, logických obvodů atd. Konkrétně nositelné senzory realizované pomocí OECT nabízí širokou škálu možností jak je využít pro monitorování stavu člověka v reálném čase, za pomoci analýzy vylučovaných tělních tekutin. Vývoj takových senzorů je v současnosti velmi lukrativní záležitost, protože by mohly nahradit větší, komplikovanější a hlavně mnohem dražší vyhodnocovací zařízení, a z toho důvodu jsou také OECT v posledních letech intenzivně zkoumány.

Seznam symbolů a zkratek

OECT ..... Organic electrochemical transistor (Organický elektrochemický tranzistor)

OFET ..... Organic field effect transistor (Organický polem řízený tranzistor)

OTFT ..... Organic thin film transistor (Organický tenkovrstvý tranzistor)

PEDOT:PSS ..... poly(3,4-ethylenedioxythiophene):poly(styrene sulfonic acid)

DOD ..... Drop on demand

I_{ON}/I_{OFF} ..... spínací poměr

I_{DS} ..... proud kanálem

U_G ..... napětí na řídicí elektrodě

G ..... GATE

D ..... DRAIN

S ..... SOURCE

U_{GS} ..... napětí mezi GATE a SOURCE elektrodou

ON-to-OFF ..... vypnutí

OFF-to-ON ..... sepnutí

M ..... jednotka molární koncentrace (mol/l)

PPy ..... Polypyrrol

PANI ..... Polyanilin

P3AT ..... Poly(3-akylthiophene)

pH ..... Potential of hydrogen (vodíkový exponent)

PET ..... Polyethylentereftalát

WECT ..... Wire electrochemical transistor (Elektrochemický tranzistor na vláknech)

EG ..... etylenglykol

DMSO ..... dimetylsulfoxid

MeOH ..... metanol

δ_{zlomu} ..... napětí v tahu

ε_{zlomu} ..... poměrná deformace

E ..... modul pružnosti

$G_{vlákno}$ ..... vodivost vlákna

α ..... Seebeckův koeficient

GOPS ..... (3-glycyloxypropyl)trimethoxysilan

A_U ..... napěťové zesílení

PBS ..... Phosphate buffered saline (Pufrovaný fyziologický roztok)

Ag ..... stříbro

Pt..... platina

NaCl..... chlorid sodný (sůl)

L-Tyr..... tyrosin

LOD ..... limit detekce

rGO ..... oxid grafenu

GOx ..... glukózooxidázou

PVA ..... polyvinylalkohol

HCl ..... chlorovodík

Pb^{2+} ..... iont olova

K^{+} ..... iont draslíku

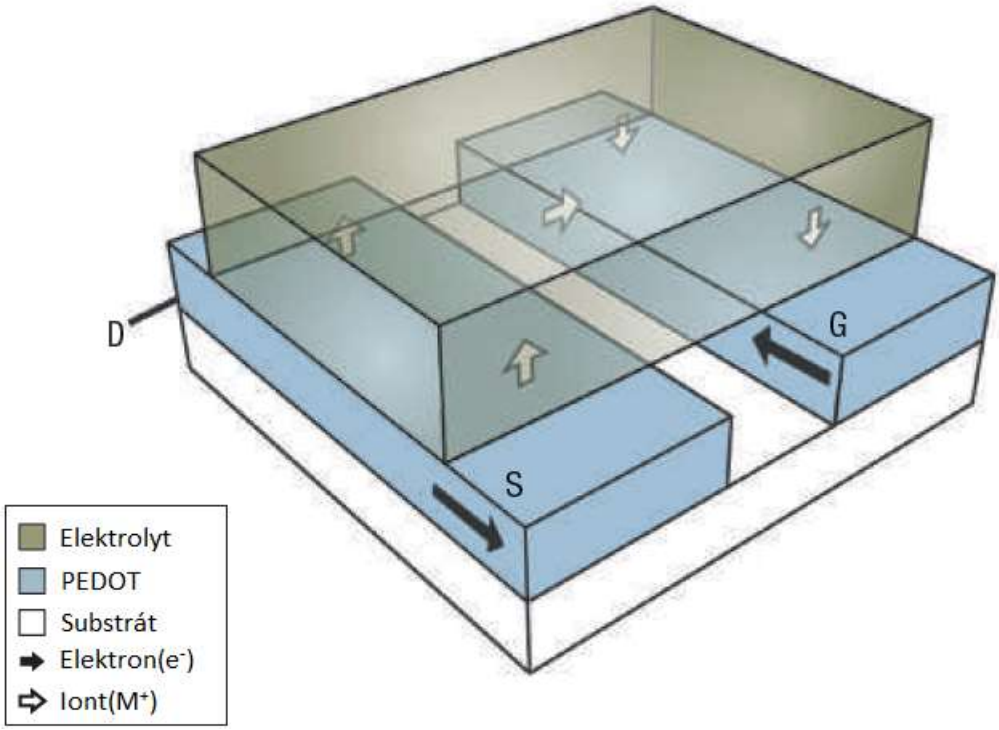
Ca^{2+} ..... iont vápníku

Al^{3+} ..... iont hliníku

SZO..... Světová zdravotnická organizace

1 Organický elektrochemický tranzistor

Organický elektrochemický tranzistor (OECT) je unipolární tranzistor se třemi elektrodami, které se nazývají zdrojová (SOURCE, S), odtoková (DRAIN, D) a řídicí (GATE, G). Aktivní kanál je vyrobený nejčastěji z vodivého polymeru poly(3,4-ethylenedioxythiophene):poly(styrene sulfonic acid) (PEDOT:PSS) a je v přímém kontaktu s elektrolytem *(Obrázek 1)*. OECT může normálně pracovat v kapalném, nebo pevném elektrolytu. Organický ECT patří do skupiny organických tenkovrstvých tranzistorů (OTFT), spolu s organickým polem řízeným tranzistorem (OFET). [1]



Obrázek 1: Znázornění rozložení a principu funkce OECT [2].

Hlavní rozdíl mezi OECT a OFET je, že v případě OECT je aktivní vrstva v přímém kontaktu s elektrolytem, zatímco v případě OFET je aktivní kanál od GATE elektrody oddělen vrstvou izolantu. Tato skutečnost umožňuje OECT využívat celou plochu aktivního kanálu, na rozdíl od OFET, kdy je využívána jen malá oblast aktivního kanálu v místě dotyku s izolační vrstvou. Díky tomu je odpor kanálu OECT menší a lze dosáhnout vyššího proudu $I_{DS.}$ Dalším rozdílem je, že OECT pracuje na nízkém napětí (kolem 1V) na rozdíl od organického FET. Pro OFET se pracovní napětí pohybují v desítkách Volt. [1], [3] Nízkonapěťový provoz je pro OECT velkou výhodou, jelikož při vyšších napětích může docházet k hydrolýze (rozklad, při kterém je zpracována voda) elektrolytu. Dále skutečnost, že OECT může pracovat i při použití kapalných elektrolytů umožňuje snímání v reálném

čase [1]. Hlavní nevýhodou je spínací rychlost, která se u OECT pohybuje typicky v řádech vteřin (až na výjimky, např. v článku [3]), na rozdíl od OFET u kterých můžeme mluvit o jednotkách milisekund a méně [4]. OECT mohou užívat pro aktivní kanál více různých polymerů, jako jsou Polypyrrol (PPy), Polyanilin (PANI), Poly(3-akylthiophene) (P3AT), Polycarbazol a v neposlední řadě Poly(3,4-ethylenedioxythiopene) (PEDOT) [1]. V této práci se zaměřím na OECT založené na organickém polovodiči PEDOT, jelikož se díky dobrým mechanickým a elektrickým vlastnostem, biokompatibilitě a dobré stabilitě v různých prostředích hodí pro použití v textilních aplikacích [2].

1.1 Princip funkce

Pokud je na řídicí elektrodu přivedeno napětí, kationty v elektrolytu jsou vstřikovány do polovodičové vrstvy, která je vzhledem k typu polovodiče (N, P) obohacována, nebo ochuzována. Častěji se využívá procesu ochuzování aktivního kanálu, tudíž je bez přiloženého napětí U_G tranzistor v sepnutém stavu a protéká proud. Po přivedení napětí a jeho zvyšování je proud zmenšován. Tímto procesem dochází k ovlivňování proudu tekoucího kanálem. Tuto elektrochemickou reakci lze popsat pro konkrétní typ použitého vodivého polymeru. Při použití aktivního kanálu z PEDOT:PSS, který je vodivý ve svém původním oxidovaném stavu, dochází po přiložení napětí na řídicí elektrodu k elektrochemické reakci, která může být popsána následující rovnicí:

$$PEDOT^{+}PSS^{-} + M^{+} + e^{-} \leftrightarrow PEDOT^{0} + PSS^{-}M^{+} \quad (1)$$

Lze poznat, že elektrochemické reakce se účastní jak ionty, tak elektrony. Podmínkami pro její vznik je přítomnost již zmíněného řídicího napětí a kontakt PEDOT:PSS s elektrolytem, který je schopen poskytnout kationty (M^+) nezbytné pro iontovou vodivost. Pro upřesnění chování můžeme OECT popsat dvěma základními obvody, a to elektrickým a iontovým. Elektrický přenos je určený pohyblivostí a hustotou nosičů v aktivním kanálu, zatímco iontový přenos se blízce podobá iontové difuzi (iontové výměně), jak v elektrolytu tak i aktivní vrstvě. Bylo zjištěno, že vlastnosti OECT jsou závislé na geometrických rozměrech. U malých zařízení s krátkým kanálem a malou vzdáleností mezi GATE a kanálem mohou vykazovat rychlou odezvu, řádově až jednotky milisekund. Jak se píše v článku [5], přestože rychlost spínání tranzistoru závisí na této vzdálenosti a iontové vodivosti elektrolytu, celková změna vodivosti kanálu je závislá pouze na velikosti

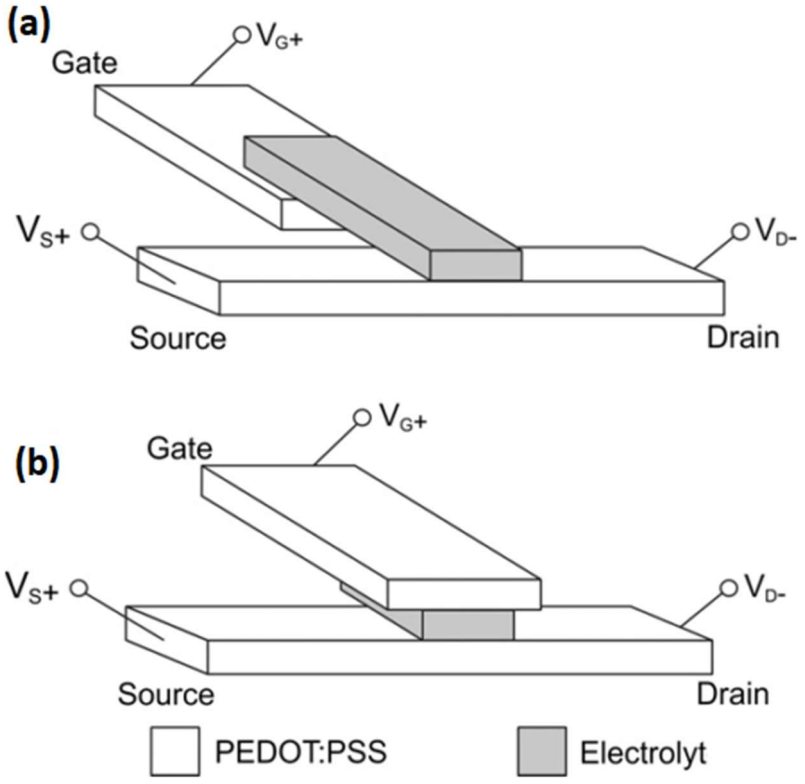
přiloženého napětí na GATE elektrodu, bez ohledu na vzdálenost. To umožňuje výrazně větší tolerance ve vzdálenosti mezi GATE a aktivním kanálem (řádově mm až cm), na rozdíl od OFET, kde šířka izolační vrstvy přímo ovlivňuje intenzitu pole a tudíž i vodivost kanálu. [1], [6]

1.2 Výroba

Organická elektrotechnika byla od konce sedmdesátých let značně rozvíjena, díky objevu vodivých polymerů, které nabízí zvláštní vlastnosti, jako nízkonákladovou výrobu, zpracování při nízkých teplotách, mechanickou flexibilitu a snadné chemické modifikace. Díky těmto vlastnostem vzrostl zájem o výrobu organických tenkovrstvých tranzistorů (OECT a OFET) pomocí tiskových technologií, jelikož poskytují širokou škálu výhod ve srovnání s tradičními technikami výroby elektroniky na bázi křemíku. Jednou z nejdůležitějších výhod je možnost práce s flexibilními substráty. Tiskové techniky, mezi které patří například inkoustový tisk, sítotisk, fotolitografie, flexotisk, atd. mohou být kombinovány s velkovýrobními roll-to-roll způsoby výroby. OECT mohou být tisknuty ohebné, dokonce i průhledné, jelikož se pro jejich výrobu nevyužívají kovy nebo jejich slitiny, ale organické polymery, např. PEDOT:PSS, který je jeden z nejčastěji používaných polymerů, protože je cenově dostupný, vykazuje vysokou vodivost, teplotní stabilitu a stabilitu v širokém rozsahu pH. [7]

Jak bylo uvedeno výše, OFET pracuje na napětích, která se pohybují v desítkách Volt, ale pro snímací techniku je třeba, aby bylo možné provozovat tranzistor na nízkém napětí (kolem 1V). Pracovní napětí OFET se dá snižovat například ztenčováním izolační vrstvy. Proto je zde třeba dalšího výzkumu materiálů s vysokou permitivitou a ultra-tenkých izolačních folií pro izolaci GATE elektrody od aktivního kanálu. Tisknutí takto tenké izolační vrstvy klade nároky na výrobu, a tudíž zvyšuje její cenu. Oproti tomu nízké provozní napětí u OECT lze jednoduše dosáhnout bez použití velmi úzkých a kritických rozměrů, takže jsou struktury OECT obvykle robustnější a tím je také jednodušší je začlenit a integrovat do tištěných elektronických systémů, a činí tak OECT z hlediska složitosti (ceny) výroby výhodnější než OFET. Aby došlo k chemické reakci, musí být řídicí elektroda propojená s aktivním kanálem přes elektrolyt, který představuje jejich iontové propojení. Vzhledem k faktu, že vzdálenost mezi GATE a tranzistorovým kanálem může být až v řádech centimetrů aniž by narušila funkci tranzistoru, je možné kromě vertikálního

provedení OECT *(Obrázek 2a)* navíc i laterární provedení *(Obrázek 2b)*. Konstrukce laterárního OECT umožňuje tisk v pouhých dvou krocích, ve kterých jsou všechny vrstvy PEDOT:PSS, které tvoří tři elektrody (GATE, SOURCE, DRAIN) a tranzistorový kanál, natisknuty v jedné rovině. Vertikální konstrukce se provádí nanášením GATE elektrody na horní stranu elektrolytu, buď přídavným tiskem, nebo laminací. Vertikální OECT je výhodnější zpravidla v tištěných a relativně hustěji integrovaných elektronických systémech, protože je jeho konstrukce kompaktnější. Laterární OECT je vhodnější jako snímač v elektronických senzorových aplikacích, jelikož je kanál volně vystaven elektrolytu. [3]

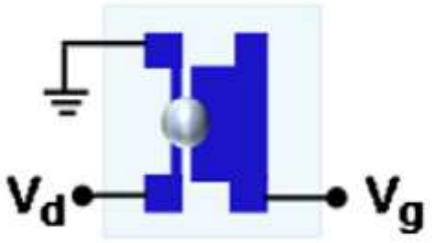


Obrázek 2: (a) Náčrtek laterárního OECT. (b) Náčrtek vertikálního OECT [3].

Obě tyto topologie OECT často trpí nesymetrickými spínacími charakteristikami (doba ON-to-OFF vypnutí je mnohem kratší než doba sepnutí OFF-to-ON), je zde potřeba nových architektur pro výsledné tištěné OECT. Cílem těchto architektur je zlepšení spínací doby a dosažení symetrického přepínání ON-to-OFF a OFF-to-ON. [3]

V publikaci [8] je předložen postup výroby flexibilních a transparentních OECT pomocí inkoustového tisku, který v daném případě využívá technologii DOD (Drop On Demand). Technologie DOD pomocí stimulačního napětí způsobuje deformaci piezoelektrického krystalu, generující jednu kapičku inkoustu, která je vystříknuta z trysky tiskové hlavy. Jako substrát je použita PET folie, která byla předem ošetřena 15 minutovými

ultrazvukovými lázněmi nejprve v acetonu a poté v isopropylalkoholu, omyta deionizovanou vodou a následně sušena pod proudem dusíku. Na takto ošetřenou PET folii jsou natisknuty elektrody SOURCE, DRAIN a GATE *(Obrázek 3)*, vyrobené z vodivého polymeru PEDOT:PSS, který je nanášen ve třech vrstvách. Na závěr je mezi GATE a DRAIN-SOURCE elektrody naneseno 6 µl roztoku, který funguje jako elektrolyt. Aktivní kanál je plocha polovodiče mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou, která je překryta elektrolytem.

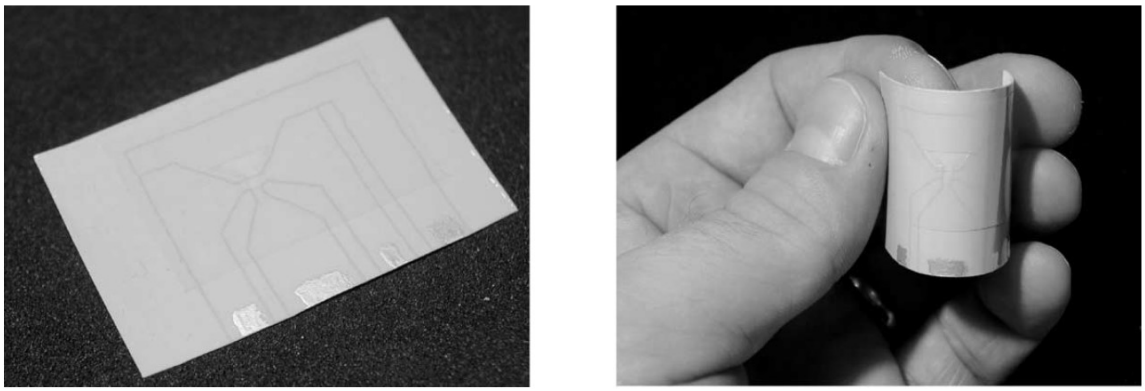


Obrázek 3: Struktura transparentního OECT, vyrobeného inkoustovým tiskem [8].

Jak je vidět na obrázku *(Obrázek 3)*, řídicí elektroda je výrazně větší než zdrojová a odtoková. Geometrie s větší GATE elektrodou byla zvolena za cílem dosáhnout maximálního možného poměru I_{ON}/I_{OFF}. Ke zvýšení I_{ON}/I_{OFF} poměru také kladně přispívá vysoká vodivost řídicí elektrody. Vysoké hodnoty zmiňovaného poměru jsou úzce spojené s dobrým dynamickým chováním tranzistoru.

Další příklad flexibilního OECT byl vybrán ten, popsaný v publikaci [9], protože efektivně využívá hlavní výhody OECT jako možnost levné výroby díky nenáročným strukturám a použitému cenově dostupnému polymeru PEDOT:PSS a flexibilitu organických polymerů. Jedná se o senzor vlhkosti. Návrh senzoru je realizovaný organickým elektrochemickým tranzistorem vyrobeným z PEDOT:PSS polymeru, natisknutým na polyesterovou folii a papírový substrát *(Obrázek 4)*. Jako elektrolyt je zvolen nafion, pevný elektrolyt citlivý na vlhkost. Nafion je znám tím, že při kontaktu s rozpouštědly mění svojí iontovou vodivost. Provedení OECT je laterární, takže při výrobě senzoru tiskem je natisknuta jedna vrstva PEDOT:PSS tvořící všechny tři elektrody a kanál, a druhá vrstva nafionu spojujícího kanál a řídicí elektrodu. Celý koncept má poukázat na možnost výroby

levných, ohebných senzorů vlhkosti na jedno použití pomocí tiskových metod.



Obrázek 4: Ohebný OECT natisknutý na papírovém substrátu jako senzor vlhkosti [9].

2 Textilní OECT

Pro nositelnou elektroniku (e-textilie), která se v současnosti intenzivně rozvíjejí, jsou struktury a jednotlivá zařízení, vyrobené na vláknech nebo jako součást vláken velmi žádoucí. Očekává se od nich, že budou lehká, ohebná, příjemná při nošení a hlavně že vydrží mechanické a chemické namáhání, ke kterému dochází při výrobě, samotném nošení a praní. Nositelná elektronika je součástí odvětví technologií vyvíjejících zařízení, která lze nosit jako součást oblečení a zároveň obsahují pokročilé elektronické obvody. Tyto technologie se nyní uplatňují při výrobě různých speciálních oděvů, jako jsou ochranné oděvy, vojenské uniformy a sledovače aktivity. Dále roste obrovský zájem o vývoj nositelných zařízení pro monitorování fyziologických aktivit, za účelem získání nové třídy personalizovaných zařízení pro zdravotnická vyšetření, která by mohla být jednoduše začleněna do každodenního života v podobě bezdrátových senzorů umístěných na těle. [10], [11]

Místo připevňování elektronických zařízení na vlákna látky, využíváme v případě textilního OECT přímo jednotlivá vlákna jako součásti tranzistoru. Elektricky vodivou textilii můžeme získat různými způsoby. Jeden ze způsobů je vpletení vodivého vlákna přímo do látky pro vytvoření vodivých struktur. Vodivé vzory v textilii můžou být vytvořeny také tiskovými metodami, nanášením vodivých inkoustů a tisknutelných polymerů na povrch látky [12]. Dále můžeme například máčením ve vodivém materiálu pokrýt jednotlivá vlákna a až poté z nich pomocí klasických textilních technik vytvořit textilii. Textilní OECT, stejně jako výše zmíněný planární OECT, má oproti textilnímu OFET stále stejné výhody a nevýhody, jinými slovy patří mezi výhody textilního OECT relativně jednoduchá výroba a velmi malé provozní napětí, zatímco nevýhodou je dlouhá spínací doba. [10]

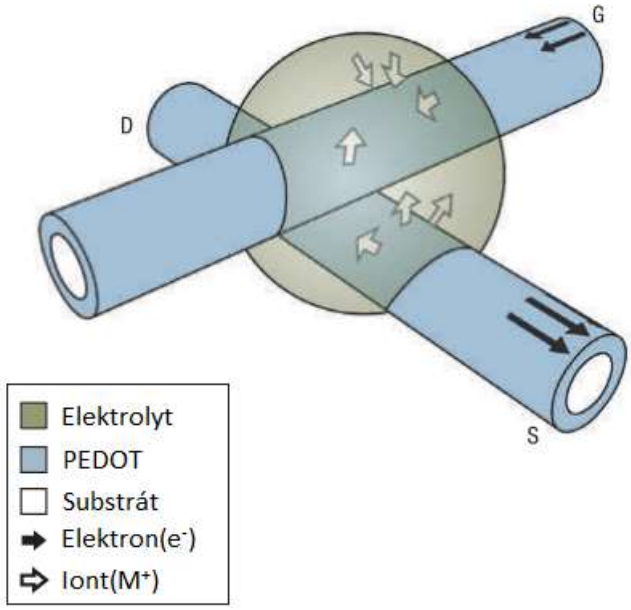
2.1 WECT

Použitím válcových filmů PEDOT je možné konstruovat tranzistor na vláknech, který se nazývá „Wire electrochemical transistor“ (WECT). WECT si dále rozdělíme do dvou kategorií, na WECT s pravoúhlou topologií [2] a s paralelní topologií [13].

2.1.1 Pravoúhlá topologie

Tento tranzistor je realizován pouze dvěma vlákny, pokrytými polymerem PEDOT:PSS, která jsou v místě křížení spojena elektrolytem *(Obrázek 5)*. Jedno vlákno

funguje jako GATE, zatímco druhé vlákno slouží jako DRAIN a SOURCE s aktivním kanálem v místě dotyku vlákna s elektrolytem. Pevný polymerní elektrolyt je přidán do roztoku a nanesen na místo křížení, kam ho pomáhá nasměrovat povrchová energie. Poté co zcela pokryje obě vlákna, uschne a uskuteční tak iontové i mechanické spojení. Namísto nanášení polymeru na již utkanou textilii může být textilie utkána z vláken, pokrytých polymerem PEDOT:PSS už před tkaním. Vrstva PEDOT:PSS prokazuje podél vláken velmi silnou přilnavost a jednotnost a je schopná odolat mechanickému namáhání jako je napínání a poškrábání, ke kterému může dojít v průběhu standartních textilních procesů jako je tkaní a pletení, což umožňuje konstrukci elektronických struktur. Navíc, funkce WECT není citlivá na tvar nebo množství elektrolytu. Jelikož nemá vzájemná geometrie vláken nebo množství elektrolytu zásadní vliv na funkci, není potřeba přesného polohování vláken. To je výhodné při výrobě tkanin a WECT tak mohou být snadno konstruovány v jakémkoli spojení dvou mikrovláken v trojrozměrné struktuře tkaniny. [2]

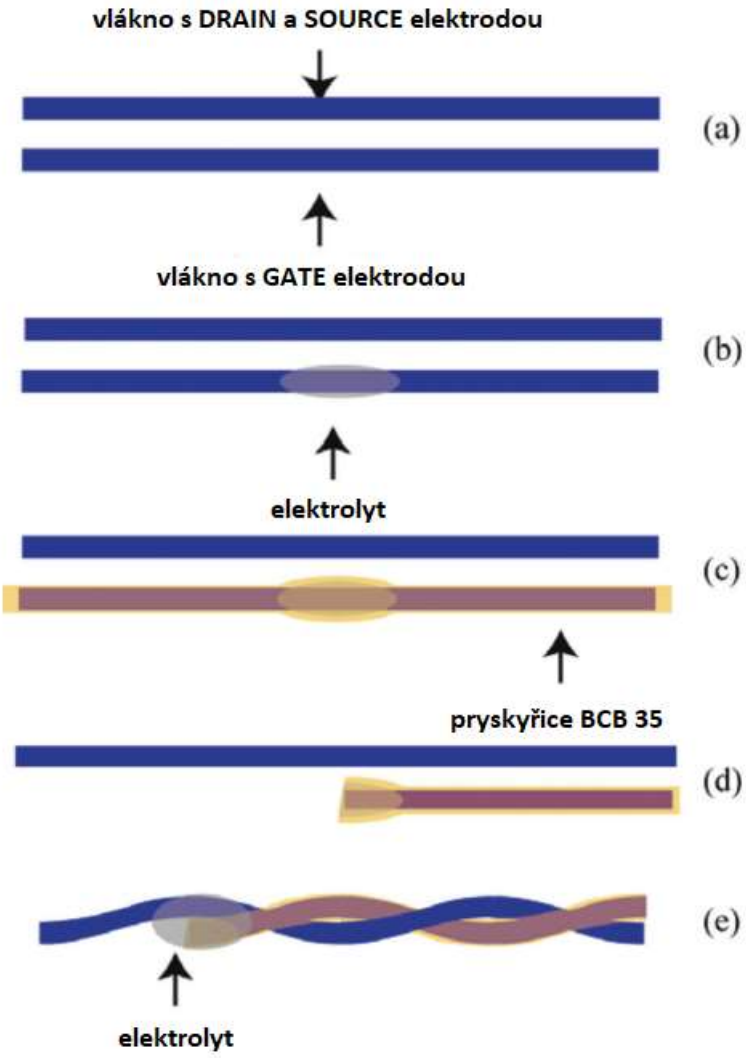


Obrázek 5: Znázornění geometrické rozložení WECT [2]

2.1.2 Paralelní topologie

Pravoúhlá topologie WECT *(Obrázek 5)*, i přes svou jednoduchost, skýtá jistou nevýhodu. Poté co je vytvořeno křížení vláken je nutné dodatečným procesem přidat na místo křížení elektrolyt. Když je elektrolyt přidáván do již vytvořené textilie, může být díky kapilární síle vsáknut a vytvořit tak neohebné místo, které může být poznat při dotyku s kůží. Z tohoto důvodu je v publikaci [13] prezentována nová geometrie pro WECT. Díky této

uvedené topologii je možno vytvořit WECT ještě před samotnou integrací do textilie a není tedy potřeba po vyrobení textilie dalších přídavných procesů.



Obrázek 6: Postup vytvoření WECT s paralelní topologií [13].

Pro vytvoření paralelní topologie jsou použita opět pouze dvě vlákna pokrytá polymerem PEDOT:PSS *(Obrázek 6a)*. Vlákna stejně jako v pravoúhlé topologii představují všechny tři elektrody, kdy GATE elektroda je na jednom vlákně a SOURCE a DRAIN elektrody na druhém. Doprostřed vlákna, které reprezentuje GATE elektrodu, je nanesen elektrolyt *(Obrázek 6b)* a následně je celé vlákno i s elektrolytem pokryto pryskyřicí *(Obrázek 6c)*, aby byla vlákna vzájemně izolována a nedocházelo mezi nimi k elektrickému kontaktu. Pryskyřicí pokryté vlákno je přímo ve středu rozstřihnuto *(Obrázek 6d)* a zkrouceno dohromady s druhým vláknem. Konec vlákna, který vznikl jeho rozstřihnutím v předchozím kroku, je přilepen k vláknu s DRAIN a SOURCE elektrodou a tím je vytvořeno iontové propojení *(Obrázek 6e)*. [13]

2.2 OECT na textilii

Ve článku [11] je prezentován plně textilní a nositelný OECT. Jedná se ve skutečnosti o planární, laterární OECT, natisknutý na textilii, která slouží jako substrát. Všechny elektricky vodivé části tranzistoru jsou kompletně vyrobeny z PEDOT:PSS a jsou na textilii naneseny pomocí sítotisku, a to v pouhém jednom kroku. Díky tomu se po nanesení polymeru tranzistor zapustí a vodivá struktura „zmizí“ do textilie. Tento OECT byl v rámci měření ohýbán kolem tyče o průměru 7,5 mm a nevykazoval změny ve výsledcích, což dokazuje, že si udržuje elektrické vlastnosti i po opakovaných deformacích. Dále bylo testováno, zda si zařízení udrží své vlastnosti i po procesu praní. V rámci testování byl tranzistor opakovaně ručně prán ve vodě o teplotě 35 °C. Po každém vyprání byl měřen jeho odpor. Ten se zpočátku měnil, ale po dvou vypráních se ustálil na hodnotě 70 Ω a dále již zůstal konstantní. Těmito testy bylo ověřeno, že je možné integrovat tento typ tranzistoru do oblečení a využít ho jako součást nositelné elektroniky. Velikou výhodou použití sítotisku je jeho rozšířenost v textilním průmyslu, a proto může být snadno přizpůsoben pro tvorbu zmíněných tranzistorů. Navíc může být tranzistor jednoduše natisknut přímo na oblečení.

3 Výroba textilního OECT

Výroba textilní nositelné elektroniky hraje velmi důležitou roli při určování jejích charakteristik, ceny a stability. Obecně lze způsob výroby textilní a nositelné elektroniky rozdělit na dvě kategorie [10], které korespondují se dvěma druhy textilních OECT, které byly uvedeny v předchozí části BP.

V první kategorii jsou elektronická zařízení vyráběna pomocí vodivých vláken, což je způsob vhodný pro WECT. Zařízení vyrobená pomocí vláken mají skvělé vlastnosti z hlediska pohodlí při nošení, jelikož velmi dobře napodobují běžné textilie a odolávají mechanickým deformacím, jako je ohýbání, napínání a kroucení. [10]

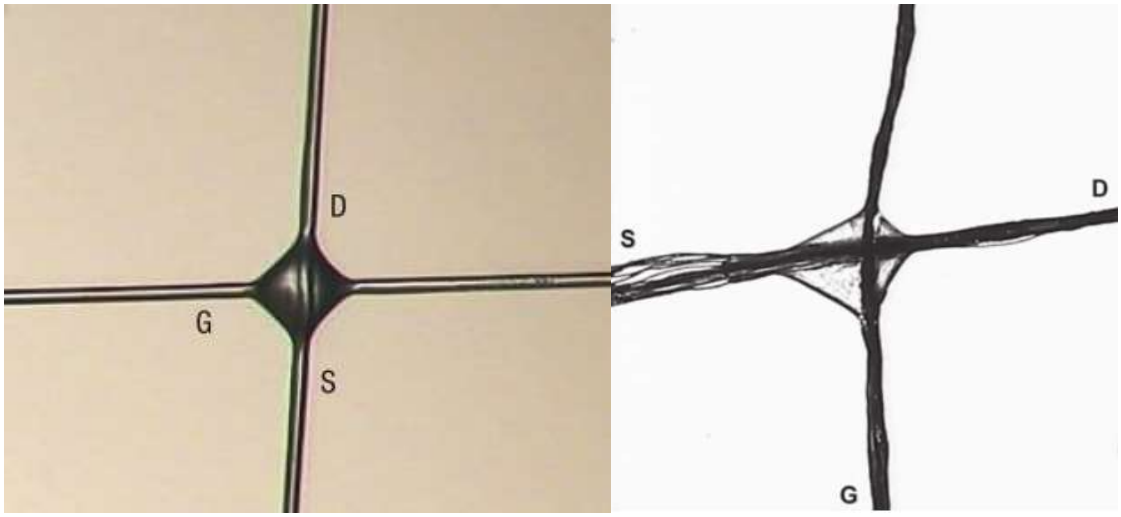
Ve druhé kategorii jsou tenkovrstvá zařízení vkládána do běžných dielektrických textilií potahováním, tiskem nebo laminováním. Tento způsob je vhodný pro dříve popsaný „OECT na textilii“. Touto metodou může ale být ovlivněna pružnost nebo pohodlnost textilie. To je jedna z hlavních nevýhod současných chytrých textilií, protože se mnohé z nich nemohou příliš dobře přizpůsobit tvaru těla a je tak ovlivněno pohodlí, které by měly poskytovat. To je způsobeno mechanickými omezeními přidaných polymerů. K udržení základních textilních vlastností, jako je trvanlivost a pohodlí, je tedy dále žádoucí integrovat elektronická zařízení na úrovni vláken. [10]

3.1 WECT

Pro tvorbu organického elektrochemického tranzistoru na vláknech, který bude integrován do textilie a tudíž součástí oblečení, je potřeba vyrobit taková vodivá vlákna, aby byla schopná odolat mechanickému a chemickému namáhání v průběhu výroby, praní a nošení. Tato vlákna se skládají z dielektrického textilního materiálu, který je pokrytý vodivou vrstvou organického polymeru PEDOT:PSS. Pro nevodivou část vlákna (substrát) se v případě WECT dá využít hned několik organických a syntetických materiálů, které se využívají v textilním průmyslu. Mezi syntetické patří například *polyamid (Nylon)*, *Kevlar*, a *polyester* [2]. Mezi organické patří široce používaná *bavlna* a *hedvábí* [14], [15].

Kromě typu materiálu se vlákna dále dělí na monofilamentní a multifilamentní, kdy monofilamentní vlákno je tvořeno pouze jedním vlascem/nití a multifilamentní vlákno je tvořeno několika jednotlivými vlasci/nitěmi *(Obrázek 7)*. Při použití monofilamentního

vlákna je výhodou kontinuální a rovnoměrné pokrytí polymerem [2], zatímco výhodou multifilamentního vlákna je, že se polymerem pokryje nejen povrch vlákna, ale také se zčásti vyplní mezery mezi jednotlivými nitěmi ve vlákně, a vytváří tak vodivou síť i uvnitř vlákna [13].



Obrázek 7: Tranzistor na monofilamentních [2] *a multifilamentních* [16] *vláknech.*

3.1.1 Nanesení PEDOT:PSS na vlákno

Ve článku [2] jsou polyamidová (Nylonová) monofilamentní vlákna zavěšena v horizontálním směru a tekutý PEDOT:PSS, nanášený ve formě kapiček, stéká po vnějšku vlákna pouze pod vlivem gravitace. Stejným způsobem byla úspěšně pokryta i kevlarová a polyesterová vlákna, až do délky několika metrů a s různými průměry vláken, pohybujícími se od 5 μm do několika stovek μm. To dokazuje, že je tato metoda univerzální a reprodukovatelná.

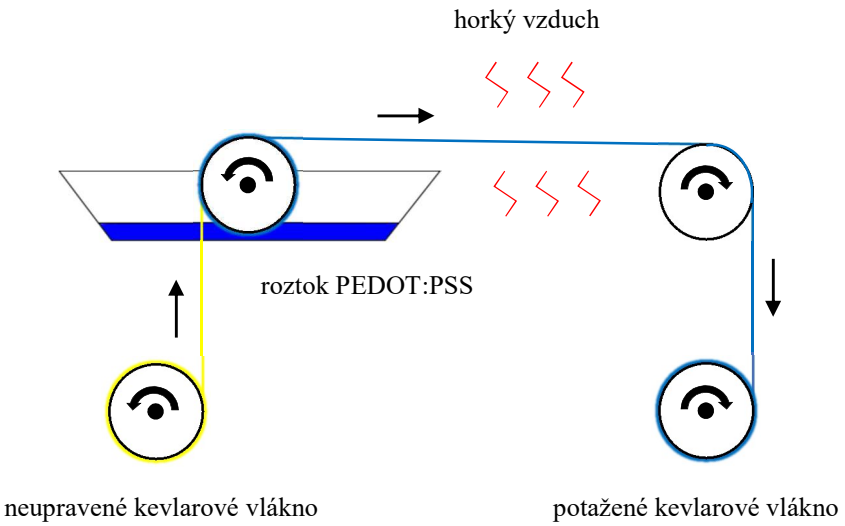
Dalším způsobem nanesení může být ponořování vláken do roztoku PEDOT:PSS, který k vláknu po určité době přilne a vlákno tak zůstane po vytažení z roztoku pokryté. Proces potahování hedvábného a bavlněného multifilamentního vlákna ponorem do sonické lázně s roztokem PEDOT:PSS je popsán v publikaci [14]. Roztok v lázni je tvořen disperzí PEDOT:PSS smíchanou s 0,2 % objemu Zonylu a 5 % objemu etylenglykolu (EG), nebo 5 % objemu dimetylsulfoxidu (DMSO). Tato upravená směs PEDOT:PSS se po promíchání nechává na několik hodin usadit, předtím, než se použije. Vlákna jsou ponořena do sonické lázně dvakrát na 1 hodinu a po konečném vyjmutí z lázně jsou potažená vlákna sušena při 130 °C po dobu 30 minut. V případě směsi bez přidaného EG nebo DMSO jsou následně vlákna ošetřena metanolem (MeOH) a poté, stejně jako v prvním případě sušena při 130 °C

po 30 minut. Tento způsob je použitelný pouze pro hedvábná vlákna, protože bavlněná vlákna jsou příliš jemná a metanol by je poškodil. V *Tab. 1* jsou uvedeny mechanické a elektrické vlastnosti hedvábných a bavlněných vláken potažených výše popsanými způsoby a směsmi PEDOT:PSS. Mechanické vlastnosti byly určovány pomocí měření v tahu na 50 cm dlouhých vzorcích vláken. Pro zjištění elektrických vlastností bylo provedeno měření elektrické vodivosti vláken na 1 cm dlouhých vzorcích, a měření Seebeckova koeficientu na vzorcích o délce 0,5 cm.

Tab. 1: Mechanické a elektrické vlastnosti hedvábných a bavlněných vláken potažených PEDOT:PSS: napětí v tahu $\boldsymbol{\delta_{zlomu}}$*, poměrná deformace* $\boldsymbol{\varepsilon_{zlomu}}$*, modul pružnosti (Youngův modul)* $\boldsymbol{E}$*, elektrická vodivost* $\boldsymbol{G_{vlákno}}$*, a Seebeckův koeficient* $\boldsymbol{\alpha}$*, měřené na* $\boldsymbol{n}$ *vzorcích vláken [14].*

			mechanické vlastnosti				elektrické vlastnosti			
vlákno	polymer	činidlo	δ_{zlomu} (MPa)	ε_{zlomu} (%)	E (GPa)	n	$G_{vlákno}$ (S/cm)	n	α (μV/K)	n
hedvábí			157 ± 12	11 ± 1	3,2 ± 0,3	45				
	PEDOT:PSS		109 ± 31	8 ± 2	2,6 ± 0,5	3	$(1 \pm 1) \cdot 10^{-2}$	15	18 ± 2	3
	PEDOT:PSS	EG	139 ± 22	12 ± 2	2,0 ± 0,2	21	15 ± 6	84	14 ± 1	4
	PEDOT:PSS	DMSO	136 ± 24	12 ± 3	1,8 ± 0,3	23	14 ± 4	84	15 ± 1	4
	PEDOT:PSS	MeOH	159 ± 20	12 ± 2	1,9 ± 0,2	18	14 ± 6	53	17 ± 3	4
bavlna			305 ± 27	7 ± 1	5,3 ± 0,6	20				
	PEDOT:PSS	EG	261 ± 35	6 ± 1	5,8 ± 1,8	8	12 ± 3	12	14 ± 1	2
	PEDOT:PSS	DMSO	260 ± 28	6 ± 1	7,0 ± 2,5	8	15 ± 6	18	14 ± 1	2

Vlákno může být také průběžně potahováno PEDOT:PSS, vzápětí sušeno a namotáváno na cívku formou roll-to-roll *(Obrázek 8)*. K této metodě je využíván potahový přístroj Coatema, který obsahuje káď s roztokem a systém sušení horkým vzduchem. Tento přístroj je schopen kontrolovat rychlost potahování a teplotu. Kevlarové vlákno je potahováno rychlostí 0,5 m /min, po nanesení polymeru vjíždí vlákno do 1 m dlouhé trouby, kde je ohříváno a sušeno při 90 °C. [13]



Obrázek 8: Schéma potahovacího procesu (překresleno z [13]).

3.1.2 Integrace do textilie

V případě WECT probíhá integrace na úrovni vláken, takže může být tranzistor vložen do textilie již při její výrobě. Pravoúhlá topologie je ideální pro integraci do látky vytvořené tkaním, protože tkanina je tvořená vzájemným křížením na sebe kolmých vláken, tudíž poskytuje ideální prostředí pro tvorbu tranzistorů. Aby byl tranzistor kompletní a funkční, je nutné přídavným procesem na místo křížení nanést elektrolyt [16]. Paralelní topologie ovšem umožňuje tvorbu tranzistoru před samotnou integrací do textilie, takže do ní může být již hotový funkční tranzistor vložen pomocí ručního, nebo strojového šití [13].

3.2 OECT na textilii

Pro výrobu OECT na textilii byly vyvinuty tři technologie, a to sítotisk, digitální tisk a metoda ponořením. Velikou výhodou těchto metod je to, že umožňují využití nízkonákladových tiskových technik a to za pokojových teplot. Sítotiskové síto umožňuje jednoduše modifikovatelnou výrobu nositelné elektroniky na jakémkoli nepravidelném textilním povrchu. Povrchy tkanin mají drsnost povrchu obvykle řádově 10 mikronů, ale ta se může výrazně zmenšit řízeným vícenásobným potahováním. Sítotisk je navíc kompatibilní s průmyslovými procesy typu roll-to-roll, což otevírá cestu velkoobjemové výrobě. Digitální tisk nabízí, ve srovnání se sítotiskem, vysokou přesnost inkoustových kapiček a v kombinaci s inkoustovým tiskem umožňuje nanášet tiskové materiály pomocí DOD technologie. Další možností je metoda ponořením, která je ale silně závislá na

povrchové morfologii a povrchovém napětí, které se může v různých částech textilie lišit a zapříčinit tak nerovnoměrné potažení. [10]

Publikace [11] se zaobírá výrobou OECT na textilii, která je realizována pomocí sítotisku. Je zvolený přípravek PEDOT:PSS, který se skládá z PEDOT:PSS a etylenglykolu v poměru 2:1. Po jejich smíchání je do směsi přidán (3-glycyloxypropyl)trimethoxysilan (GOPS), kvůli zlepšení jeho stálosti v tekutém prostředí. Následně je odpařeno přibližně 40 % roztoku, aby se dosáhlo požadované viskozity, potřebné pro použití přípravku jako inkoustu pro sítotisk. Před nanesením inkoustu je na textilii přilepena lepicí páska, sloužící jako maska, a až poté je na okraj textilie nanesena polymerní směs a pomocí těrky je na ní rozetřena. Následně je páska sundána a textilie se nechá sušit v troubě za teploty 60 °C na 15 minut.

4 Využití textilního OECT

4.1 Elektrické obvody v textilii

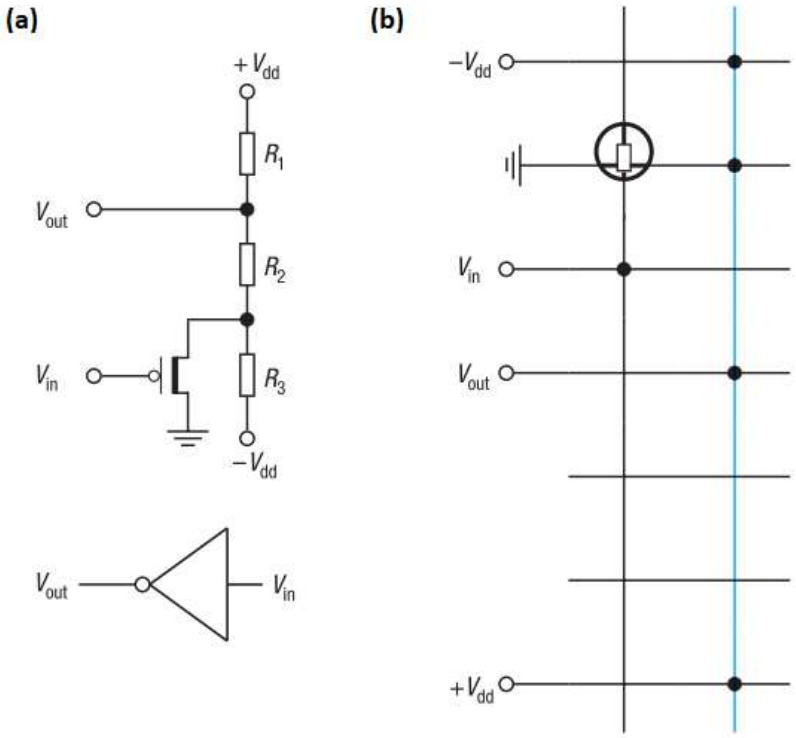
WECT mají nejen zajímavé vlastnosti, vhodné pro integraci do tkanin, ale mají také vlastnosti, které na nich umožňují tvořit rozsáhlé elektronické obvody. WECT jsou symetrické, což znamená, že nezáleží z jaké strany je připojené GATE vlákno, a také SOURCE a DRAIN mohou být zaměněny. V případě použití dvou stejných vláken pro konstrukci tranzistoru, může být dokonce prohozeno vlákno s GATE za vlákno s DRAIN a SOURCE. Je také možné umístit mnoho tranzistorů podél jednoho vlákna, protože kanál je tvořen stejným vodivým materiálem jako zbytek vlákna. Ve struktuře vláken můžou být také snadno vytvořena ohmická spojení, například umístěním kapalin vodivých polymerů na křížení vláken. Navíc pokrytá vlákna mají konstantní odpor a délku, takže umožňují realizaci odporů různých velikostí s využitím různých délek vláken a také pomocí různých druhů sloučenin PEDOT:PSS s různou vodivostí. Symetrie a snadnost konstrukce WECT, spolu s pasivními součástkami a neomezenými možnostmi různých trojrozměrných topologií látek a materiálových směsí, lze WECT využít k realizaci rozsáhlé integrace mikroelektroniky přímo do textilií. [2]

V publikaci [2] bylo dokázáno, že dva tranzistory ve vzdálenosti 2d (d = průměr vlákna) mohou pracovat na vlákně bez vzájemných interferencí. V rámci publikace byl tranzistor zkonstruován na monofilamentních vláknech o průměru 10 μm, což naznačuje, že v případě dvojrozměrného vzoru textilie, by bylo teoreticky možné konstruovat přibližně 100 000 tranzistorů na cm^2. Hustota integrace by ještě vzrostla přidáním třetího rozměru do vzoru textilie. Konstrukce jakéhokoli elektrického obvodu v textilii je tedy pouze otázka návrhu textilie, který je utvářen dobře známými textilními technikami.

4.1.1 Invertor - NOT

Jedním z příkladů může být jednoduchý invertor napětí, tvořený třemi odpory a jedním tranzistorem. Schéma zapojení invertoru *(Obrázek 9a)* je ukázáno a převedeno na analogické schéma, představující reálné rozložení invertoru v textilii *(Obrázek 9b)*. Znázorněná textilie je tvořena monofilamentními vlákny zkříženými do pravoúhlé mřížky. Modrou čárou je na vyznačeno vlákno potažené PEDOT:PSS s menší vodivostí a ostatní vlákna (černé čáry) označují vlákna potažená PEDOT:PSS s větší vodivostí. Tranzistor je vytvořen nanesením

elektrolytu na místo křížení dvou vláken a pro vytvoření odporu je nanesen na místo křížení PEDOT:PSS. Tento invertor pracuje na napětích pohybujících mezi 1–2 V, což je o více než jeden řád níže než pracovní napětí logických obvodů realizovaných pomocí OFET. [2] Stejný invertor může být zkonstruován také pomocí WECT s paralelní topologií, a to všíváním obvodu s již kompletním tranzistorem do textilie. Tranzistor je tvořen tak, jak je popsáno výše v kapitole „Paralelní topologie“ a odpory jsou vytvořeny nanesením uhlíku na vodivé vlákno. [13]

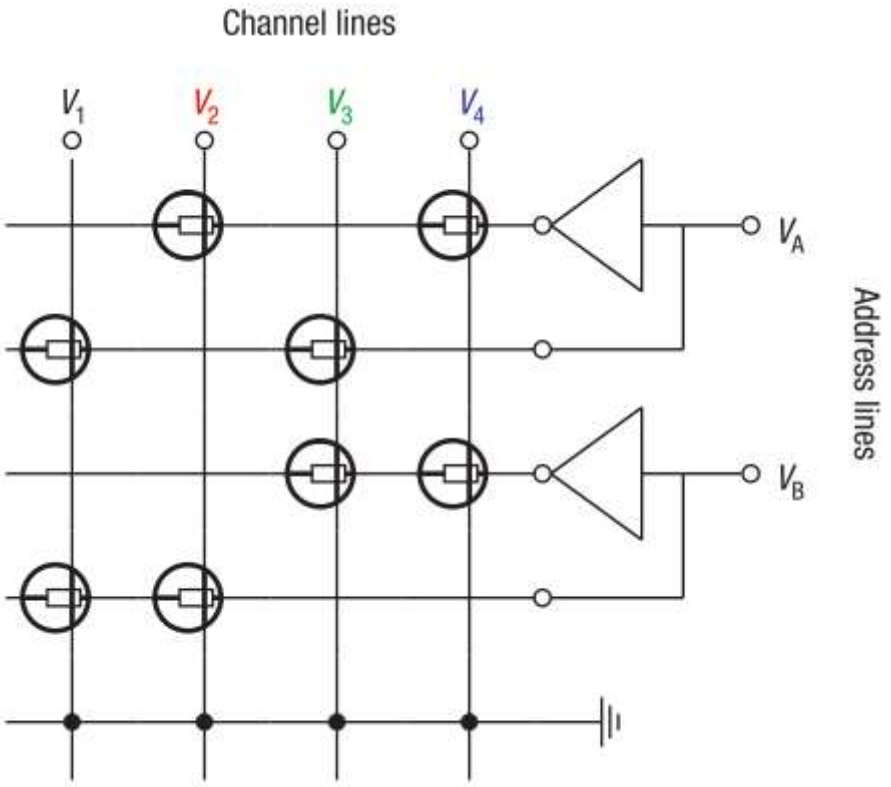


Obrázek 9: (a) Schéma zapojení invertoru. (b) Schéma rozložení invertoru na vláknech textilie. [2]

4.1.2 Multiplexor

Dalším z příkladů elektrického obvodu na úrovni vláken může být multiplexor. Multiplexor je zařízení, které umožňuje kódování informací z více datových zdrojů do jednoho jediného kanálu. Toto zařízení může být vyrobeno na mřížce vláken potažených PEDOT:PSS, umístěním tranzistorů do vzoru představujícího strukturu binárního stromu multiplexoru, kde je N kanálů adresováno pomocí $2\log_2 N$ adresových vláken. Díky trojrozměrnosti textilie může více tranzistorů používat jedno vlákno jako GATE elektrodu. Schéma zapojení multiplexoru se čtyřmi kanály *(Obrázek 10)* je přímo ekvivalentní vzoru

textilie, takže horizontální a vertikální spojení tranzistorů představují síť vláken v textilii a tranzistory jsou vytvořeny na křížení vláken, přidáním elektrolytu. [2]



Obrázek 10: Schéma zapojení multiplexoru realizovaného pomocí WECT ve vzoru textilie [2].

4.1.3 NOR

Logický člen NOR, neboli znegovaný logický součet, lze zkonstruovat pouze sériovou kombinací dvou tranzistorů. V případě článku [13] je realizován pomocí WECT s paralelní topologií.

4.1.4 Zesilovač

Kromě digitálních logických obvodů může být WECT použit ke konstrukci analogových obvodů, například zesilovacích. Opět pomocí paralelní topologie je vytvořen zesilovací obvod s jedním zatěžovacím odporem o hodnotě 200 kΩ, který zajišťuje zesílení A_U rovno přibližně 7,5 pro malé vstupní signály, za předpokladu, že stejnosměrná úroveň napětí je nastavena tak, aby nedocházelo ke zkreslení. Tyto obvody otevírají možnost implementovat senzorové zesilovače, oscilátory, časovače, atd. přímo do textilií na úrovni vláken. [13]

4.2 Nositelné textilní senzory

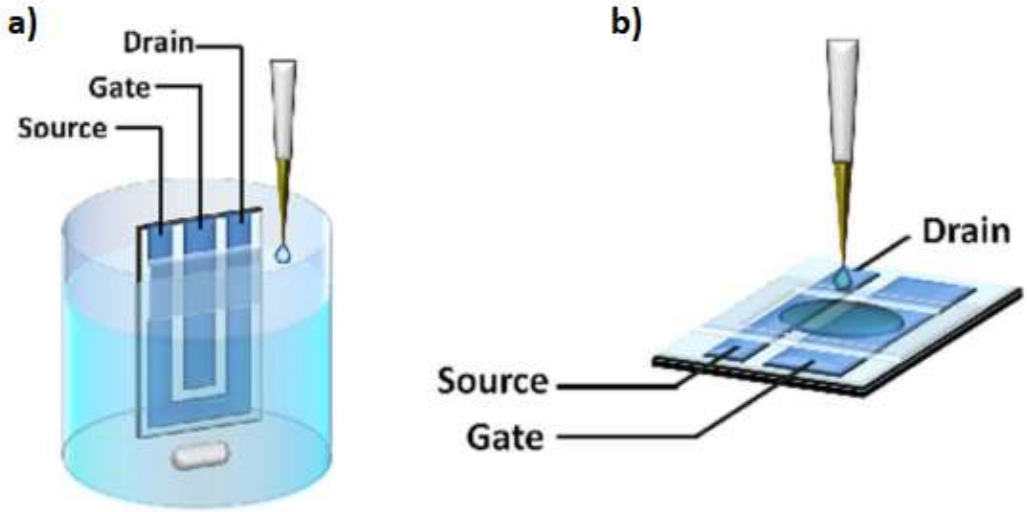
Analýza tělních tekutin se považuje za cenný diagnostický nástroj pro celou řadu onemocnění. Za nejspolehlivější z těchto technik je považována analýza krve, která je ale ve své podstatě vždy invazivní, protože je třeba extrahovat krev z lidského těla. K analýze se ovšem mohou využít i jiné tělní tekutiny, které se dají získat neinvazivně, například pot, sliny a moč. Analýza potu umožňuje vyhodnotit několik fyziologických abnormalit, ať už patologických onemocnění, anebo jiných, jako například doping. To je důvod, proč jsou velmi žádoucí metody pro zjištění složení potu pomocí nositelných senzorů, v nejlepším případě přímo integrovaných v textilii. Vývoj nositelných senzorů je také velmi silně motivován potřebou kompaktních a neinvazivních senzorů pro stanovení hladiny glukózy v krvi, protože je na světě přibližně 35 milionů pacientů trpící diabetem (cukrovkou), kteří si musí hladinu kontrolovat. Na trhu jsou sice dostupné senzory glukózy, ale jsou stále dost invazivní, protože vyžadují například implantaci elektrody, anebo poměrně objemnou čtecí techniku. K překonání těchto nedostatků je slibným řešením monitorování biomarkerů právě v externích tělních tekutinách pomocí nositelných senzorů. Taková zařízení mohou být přímo vložena do textilie, čímž se stanou méně vnímatelnými a při snímání v externích tělních tekutinách i neinvazivními. [11]

Textilní OECT je pro použití jako nositelný senzor velmi slibný kandidát, protože vykazuje vlastnosti, které se hodí pro návrh textilních senzorů. Může být tvořen pouze ze dvou částí, které mohou být navíc vytvořeny v jedné vrstvě, a skládá se ze snímací části a zesilující části, takže elektrochemický signál je přirozeně zesilován. Kompletní struktura tranzistoru může být tvořena pouze polymerem a nevyžaduje pro svou funkci žádné kovové části, a proto může být snadno vložen do pružné textilie. Nakonec, elektrochemické procesy probíhají na potenciálech do 1 V, což umožňuje velmi malé napájení, a tudíž podporuje tvorbu přenosných a kompaktních zařízení. [11] Potenciál v použití OECT jako senzoru již dokazuje poměrně velké množství netextilních OECT použitých jako chemické a biologické senzory, jak je popsáno v první kapitole BP.

4.2.1 OECT na textilii jako senzor

V článku [11] je použit OECT na textilii jako senzor kyseliny askorbové, dopaminu a adrenalinu. Tento OECT je testován ve dvou geometriích G1 a G2 *(Obrázek 11)*, kdy se OECT s geometrií G1 měří při úplném ponoření do roztoku PBS(Phosphate Buffered Saline,

pufrovaný fyziologický roztok), což se neshoduje s reálnými podmínkami při použití na těle. OECT s G2 je ovšem realitě velmi blízko, jelikož je pro jeho funkci využita pouze kapička PBS umístěná mezi GATE elektrodu a kanálem. Takový OECT může být použit jako senzor přímo v oblečení, například v tričku sportovce. Dále bude probírán jen OECT s geometrií G2, protože je lepší kandidát pro aplikaci jako nositelného senzoru.



Obrázek 11: (a) OECT s geometrií G1. (b) OECT s geometrií G2. [11]

Jak je znázorněno na obrázku, mezi GATE elektrodu a kanál bylo umístěno 10 µL PBS roztoku pro napodobení namáčení textilie při pocení. Již při tomto množství elektrolytu bylo možno ovládat proud procházející kanálem pomocí napětí na GATE. To dokazuje, že stačí pouze malé množství elektrolytového roztoku, aby byl zajištěn elektrický kontakt mezi dvěma částmi tranzistoru a aby mohla probíhat redoxní reakce, která je nezbytná pro funkci tranzistoru. Následně jsou testovány snímací schopnosti tranzistoru postupným přidáváním různých množství analytů kyseliny askorbové, dopaminu a adrenalinu mezi GATE a kanál. Jakýkoli redoxní proces může ovlivnit chování OECT, a to se také využívá k detekci výše zmíněných redoxně aktivních sloučenin. Nejprve probíhá měření dopaminu, při kterém je zjištěno, že přidáním dopaminu do elektrolytu tranzistoru sice zmenší proud protékající kanálem I_d, ale poté se postupně začne zvyšovat, až dokud se nevrátí na svou původní hodnotu. V článku bylo zjištěno a ověřeno, že tento jev je důsledkem vyčerpávání analytu z elektrolytu elektrochemickými reakcemi, které jsou součástí funkce tranzistoru. V měřeních tranzistoru s geometrií G1 tento jev zaznamenán nebyl, protože se při ponoření do elektrolytu za stálého míchání elektrolyt poblíž tranzistoru obnovoval. Senzor byl schopen detekovat adrenalin v koncentracích $3 \cdot 10^{-5}$ M až $5 \cdot 10^{-4}$ M,

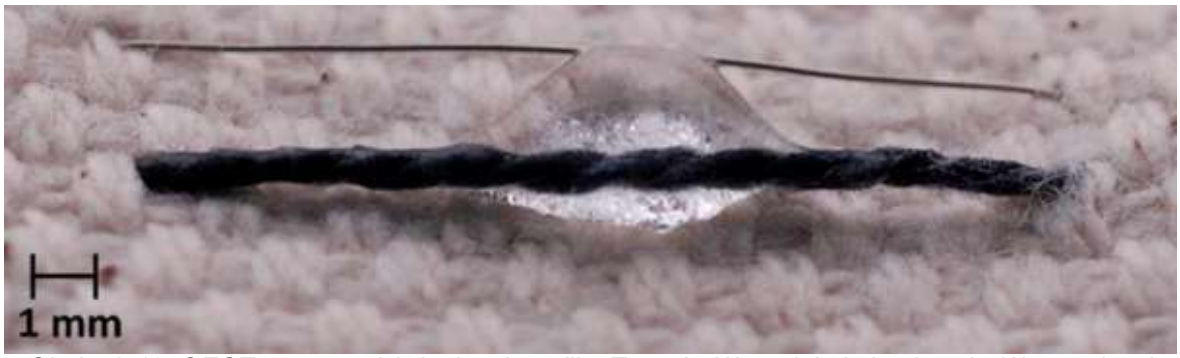
kyselinu askorbovou v koncentracích 10^{-4} M až 10^{-2} M a dopamin v koncentracích $2 \cdot 10^{-6}$ M až $3 \cdot 10^{-5}$ M. [11]

4.2.2 WECT jako senzor

Tranzistory na vláknech, zmíněné ve využití v elektrických obvodech v textilii mohou fungovat také jako senzory, ale za použití jiného elektrolytu [13]. Použití gelového, nebo pevného elektrolytu totiž zabraňuje efektivní aplikaci při detekci kapalin, které by mohly přicházet do přímého kontaktu s textilií, což představuje konstrukční limit pro tato zařízení [17].

Paralelní topologie

V reakci na to byl vyvinut OECT senzor na jednom bavlněném multifilamentním vlákně potaženém PEDOT:PSS namáčením podobně, jak bylo popsáno již dříve. Takto upravené vlákno slouží jako kanál tranzistoru, který je v přímém kontaktu s tekutým elektrolytem. Skrze elektrolyt je kanál propojen se stříbrným (Ag) drátkem, který slouží jako GATE elektroda. Jedná se o podobnou konstrukci, která je již výše uvedená v kapitole „Paralelní topologie“. Rozdílem je, že pro GATE elektrodu je využito právě kovového drátku, místo polymerem pokrytého vlákna *(Obrázek 12)*. Bylo prokázáno, že tento tranzistor je schopný velmi efektivně měřit koncentraci soli (NaCl) ve vodě. Kvůli ověření použitelnosti senzoru pro detekci solí v lidském potu bylo provedeno podrobné měření koncentrací NaCl od $2 \cdot 10^{-2}$ M do $8 \cdot 10^{-2}$ M. Jelikož se normální hodnoty obsahu soli v potu pohybují od 30 mM do 60 mM, a v tomto rozmezí byly naměřené hodnoty zřetelně odlišitelné, je tím umožněno odlišit normální stav soli v potu od abnormálního (nad 60 mM). Takový tranzistor je jednoduchý, levný a může být všitý přímo do textilie. To ho činí velmi atraktivním pro použití jako nositelného senzoru ve zdravotnictví a fitness. Například, by mohly být senzory integrovány do sportovních šatů, aby vyhodnocovaly dehydrataci sportovců během závodu, jako neinvazivní on-line systém sledující jejich výkony. Hodnocení koncentrace soli v potu má zásadní význam pro určení její role při usnadnění přenosu nervových impulzů a svalových kontrakcí v lidském těle. Navíc, pokud jde o aplikace ve zdravotnictví, tyto OECT senzory by byly vhodné například pro diagnostiku a monitorování cystické fibrózy, pro kterou je typický zvýšený obsah soli v potu. [17]



Obrázek 12: OECT senzor všitý do tkané textilie. Tmavé vlákno dole je bavlněné vlákno pokryté PEDOT:PSS. Tenký drát nahoře je Ag drát použitý jako GATE. Mezi nimi je kapka elektrolytu. [17]

Velmi podobný senzor byl vyvinut pro snímání obsahu adrenalinu v potu. Typově je tento senzor stejný jako ten popsaný výše, jen je pro GATE elektrodu použit drát z platiny (Pt). Nicméně, v práci jsou testovány obě varianty senzorů, jak se stříbrnou elektrodou, tak s platinovou. Důvod je ten, že při snímání v reálných podmínkách může být v potu přítomna současně NaCl i adrenalin, což by ovlivňovalo výsledky měření, pokud by nebyla obě měření selektivní. Nejprve je v reálném čase měřen proud $I_{DS,}$ jako funkce času, pro oba druhy elektrod. Jako elektrolyt je použitý skutečný lidský pot, do kterého je ve stanoveném čase přidáno 10 μL adrenalinu. V případě OECT s Ag elektrodou nedošlo k žádné znatelné změně proudu I_{DS}, a to ani po přidání druhé kapky adrenalinu o 30 s později. Oproti tomu, při měření OECT s Pt elektrodou došlo již při první injekci adrenalinu ke zjevnému poklesu I_{DS}. Senzor zareagoval téměř okamžitě (do 1 s), a to změnou proudu přibližně o 200 % vzhledem k původní hodnotě. Dále je měřena modulace I_{DS} jako funkce koncentrace adrenalinu, opět pro senzory s oběma typy elektrod. Měření probíhá při zvyšujících se koncentracích adrenalinu v rozmezí od 10^{-9} M do 10^{-3} M. Ten je rozpouštěn ve dvou různých roztocích NaCl s koncentracemi 0,1 M a 0,01 M, aby byla dokázána nezávislost detekce adrenalinu na koncentraci NaCl. Tyto hodnoty spadají do rozmezí reálného obsahu soli v potu. V prvním měření OECT s Ag elektrodou nedochází při zvyšování koncentrace adrenalinu k modulaci proudu ani v jednom roztoku a křivky zůstávají konstantní v rámci chyb měření. Naprosto jiné chování je pozorováno při použití Pt elektrody. Modulace s Pt elektrodou zůstává konstantní až do hodnoty 10^{-6} M, od které začíná růst a roste dál stejným tempem pro vyšší koncentrace. Dynamický rozsah detekce adrenalinu je tedy stanoven na 10^{-6} M až 10^{-3} M s dvojnásobným zesílením signálu. [18]

Tato měření jasně dokazují, že různé koncentrace soli neovlivňují snímací vlastnosti OECT senzoru snímajícího adrenalin (Pt elektroda) a naopak že různé koncentrace

adrenalinu nijak neovlivňují snímání NaCl pomocí senzoru s Ag elektrodou. Adrenalin je funkční neurotransmiter, který hraje ústřední roli v mnoha instinktivních reakcích, zvláště při stresových situacích a ve fyzicky náročných podmínkách. Včasné snímání abnormální koncentrace adrenalinu by mohlo být příznakem patologické situace, jako je panika nebo infarkt, nebo by mohla identifikovat typické reakce jako je útěk, boj a strach. Navíc může být použita k monitorování sportovců, kde je nutná kontrola fyziologických výkonů během soutěže a tréninku. V kombinaci se senzorem NaCl [17] tedy poskytuje možnost současné nezávislé detekce koncentrace solí ve skutečném lidském potu. Takový senzor by mohl být využit pro *in situ* (na místě) a neinvazivní analýzu lidského stavu jako je hydratace a stres a mohl tak být použit ve zdravotnictví, sportu ale i v odvětví bezpečnosti práce. [18]

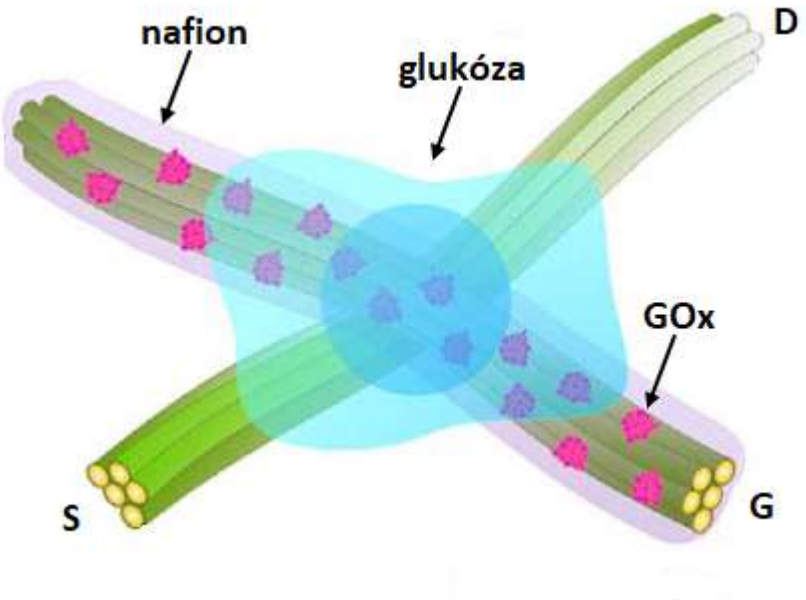
Dalším příkladem použití tohoto typu WECT senzoru může být detekce tyrosinu (L-Tyr) v tělních tekutinách člověka. Pro tento konkrétní senzor je použita GATE elektroda z platiny a na bavlněné, polymerem PEDOT:PSS pokryté multifilamentní vlákno je adsorbována (nahromaděna na povrchu) imobilizovaná lakáza (enzym, využívaný v potravinářském průmyslu a v biologických senzorech). Při porovnání OECT s adsorbovanou lakázou a OECT bez lakázy je zjištěno, že ani pro vyšší koncentrace tyrosinu není senzor bez lakázy schopen tyrosin detekovat. Naopak u senzoru s lakázou se objevuje zřetelné zvýšení modulace I_{DS} již od koncentrace 10^{-6} M, která pak pro vyšší koncentrace stabilně roste. Limit detekce (LOD) byl pro tento senzor stanoven řádově na 10^{-8} M. Taková citlivost umožňuje detekovat tyrosin ve skutečných lidských tělních tekutinách, ve kterých je koncentrace tyrosinu v rozsahu 10^{-6} M. [19]

Selektivní detekce biomolekul jako tyrosin by byla klíčová při analýze stavu pacienta, což by mohlo zabránit hned několika onemocněním. Navíc, jelikož je senzor nositelný, neinvazivní a jeho konstrukce je jednoduchá a levná, mohl by nalézt široké uplatnění ve sportu, zdravotnictví a v odvětví bezpečnosti práce, stejně jako předchozí senzory. [19]

Pravoúhlá topologie

Jako příklady senzoru s topologií vhodnou pro výrobu tkaním budou prezentovány OECT s použitým polovodičem PPy (Polypyrrol), protože je tohle téma velmi čerstvé a k dispozici je omezený počet publikací.

OECT na bázi PPy nanovláken a redukovaného oxidu grafenu (rGO) je prezentován jako senzor glukózy *(Obrázek 13)*. Tento tranzistor je tvořen pomocí monofilamentních nylonových vláken, která jsou nejprve pokryta rGO a následně ponořena do roztoku pyrrolu, a pomocí *in situ* polymerizace jsou na vrstvě rGO vytvořena PPy nanovlákna. Rastrový elektronový mikroskop ukázal, že zavedení rGO na povrch vlákna by mohlo vyvolat růst a zvýšit množství PPy nanovláken a zlepši tak výkon WECT s PPy jako použitým polovodičem. Pro přípravu WECT jako senzoru glukózy bylo vlákno sloužící jako GATE, připravené výše zmíněným způsobem, navíc potaženo nafionem a glukózooxidázou (GOx). Vlákno s DRAIN a SOURCE elektrodou nebylo dále nijak upraveno. Takto připravená vlákna byla vzájemně překřížena a spojena kapkou elektrolytu v místě křížení. Senzor vykazoval vynikající citlivost, jeho lineární rozsah byl stanoven na koncentrace glukózy mezi 1 nM a 5 µM. Navíc může být glukóza selektivně detekována i v přítomnosti kyseliny askorbové a kyseliny močové. Spolehlivost navrhovaného senzoru glukózy byla vyhodnocena ve skutečných vzorcích králičí krve. Všechny výsledky naznačují, že má slibnou budoucnost jako nositelný senzor použitelný ve zdravotnictví a v biologických aplikacích. [20]



Obrázek 13: WECT senzor glukózy s pravoúhlou topologií na nylonových vláknech [20].

Organický elektrochemický tranzistor (WECT), opět s pravoúhlou topologií, na bázi polypyrrolu a nanovláken byl připraven v [21] a poté byly zkoumány jeho vlastnosti při snímání olovnatých iontů. Na monofilamentní nylonová vlákna byla nejprve nanesena suspenze s nanovlákny a následně byla takto upravená vlákna pokryta polypyrolem

způsobem již dříve zmíněné *in situ* polymerizace. Tranzistor byl vytvořen překřížením vláken, a nanesením elektrolytu v pevném skupenství, skládajícího se z PVA (polyvinylalkohol) a HCl (chlorovodík), na místo jejich křížení. Takto připravený WECT vykazoval vynikající elektrické vlastnosti, jako vysoký poměr I_{ON}/I_{OFF} (až 10^4) a nízká provozní napětí (pod 2 V). Následným zkoumáním snímacích vlastností tranzistoru bylo zjištěno, že je vysoce citlivý na hustotu iontů olova (Pb^{2+}) v analytu. Změna koncentrace Pb^{2+} v analytu moduluje proud kanálem tranzistoru I_{DS}. Výsledky měření ukázaly, že WECT mohou účinně detekovat olovnaté ionty v rozsahu koncentrace 10^{-5} M až 10^{-2} M. Byly zkoumány také vlastnosti tranzistoru pro detekci iontů draslíku (K^+), vápníku (Ca^{2+}) a hliníku (Al^{3+}). Rozdílné úrovně modulace I_{DS} pro jednotlivé kationty byly rozeznatelné již při velmi nízkých napětích na GATE (od U_{GS} = 0,02 V). To dokazuje, že je zařízení vhodné pro selektivní snímání Pb^{2+} s ohledem na ostatní kationty.

Světová zdravotnická organizace (SZO) doporučila, aby maximální povolené množství olova v pitné vodě bylo do 10 mg/l. Zařízení může být použito pro snímání koncentrace Pb^{2+} až do 10^{-5} M. Proto by se tento senzor mohl využívat pro kontrolu obsahu olova v pitné vodě a pro další aplikace ve zdravotnictví. [21]

5 Porovnání netextilního a textilního OECT

5.1 Z hlediska výroby

Netextilní OECT se vyrábí pomocí tiskových metod na plastové, skleněné nebo papírové substráty. Konečná topologie tranzistoru je vytvořena přímo při procesu tisku. V případě OECT na textilii je výroba velmi podobná výrobě netextilních OECT, pouze je jako substrát použita textilie, čemuž se musí přizpůsobit viskozita tisknutého polymeru PEDOT:PSS, protože při použití textilního substrátu může docházet k rozptylu polymeru v látce pomocí kapilárních sil a výsledkem by mohl být tranzistor s nepřesným tvarem.

V případě WECT (tranzistoru na vláknech) je PEDOT:PSS nanášen na vlákna zvlášť jejich ponořováním do směsi PEDOT:PSS, anebo obdobnými způsoby. Konkrétní geometrie tranzistoru, ať už paralelní, nebo pravoúhlá, je tvořena až následně, pomocí textilních technologií, nikoli tiskových. Použití metody roll-to-roll k výrobě vláken spolu s textilními technikami, které jsou do výroby implementované již dlouhou dobu, otevírá možnost budoucí velkovýroby textilních OECT na vláknech.

5.2 Z hlediska vlastností

5.2.1 Elektrické

Mezi nejčastěji udávané hodnoty vyjadřující elektrické vlastnosti OECT patří poměr I_{ON}/I_{OFF}, který má zásadní vliv na dynamické chování tranzistoru. Tento poměr je tvořen I_{ON}, což je proud, který teče kanálem, když je tranzistor v zapnutém stavu. I v případě textilních OECT použitých k realizaci elektrických obvodů dosahoval poměr I_{ON}/I_{OFF} u obou topologií 10^3 (OECT s PPy polovodičem dokonce 10^4 [21]), což odpovídá hodnotám uvedených v publikacích, které řeší netextilní OECT [3], [8]. Ty se pohybují od 10^2 do 10^4. Poměr byl měřen při napětích kolem 1 V u netextilních i textilních OECT, což dokazuje, že si tranzistory i po převodu do textilní podoby zachovaly výhody nízkonapěťového provozu.

Dalším důležitým parametrem je rychlost spínání tranzistoru. V případě WECT s paralelní topologií [13] byla naměřena doba vypnutí on-to-off přibližně 15 - 16 s a doba sepnutí off-to-on přibližně 17 - 18 s. Pro WECT s pravoúhlou topologií [16] byla ovšem naměřena doba spínání okolo 60 s. Výrazně delší dobu spínání pravděpodobně zavinilo použití polymeru PEDOT-S, který vykazuje nižší vodivost než PEDOT:PSS. Také bylo

otestováno použití elektrolytu s jinou viskozitou, a bylo tak dokázáno, že na zhoršení spínací doby se také podílela právě viskozita elektrolytu. Bylo tak usouzeno, že může být rychlost spínání OECT podstatně zvýšena tím, že se elektrolytu umožní efektivněji proniknout do volného prostoru mezi nitě multifilamentního vlákna. Zvýšení efektivní kontaktní plochy mezi PEDOT-S a elektrolytem by umožnilo podstatně rychlejší de-dopování kanálu a tím i rychlejší spínání. Tyto hodnoty sice spadají do obecných vlastností OECT a jeho delších spínacích časů, nicméně, mezi netextilními OECT byly vyvinuty i tranzistory s výrazně kratšími spínacími dobami, i v řádech od 10^{-2} - 10^{-1} s [3]. Co se týče textilních OECT použitých pro snímání, spínací časy v řádech vteřin, až desítek vteřin stále umožňují snímání v reálném čase.

5.2.2 Senzorické

V případě OECT na textilii je uvedena tabulka s rozsahy měřitelných koncentrací a limity detekce (LOD) pro netextilní a textilní senzory. Jsou zde uvedeny dvě geometrie, přičemž senzor s G1 je měřen ponořením do roztoku, zatímco ten s G2 je měřen pouze za přítomnosti kapičky elektrolytu mezi kanálem a GATE. Hodnoty pro netextilní senzor platí pro OECT na skleněném substrátu s G1 geometrií [22], který je tedy také měřen ponořením do elektrolytu. Při porovnání hodnot netextilního a textilního OECT s geometrií G1 lze usoudit, že integrací senzoru do textilie nedošlo k žádným významným ztrátám v rozsahu měřitelných koncentrací, jen v úrovni detekce došlo k mírnému poklesu. V případě textilního senzoru s G2 sice došlo k mírnému poklesu snímacích schopností, ovšem za cenu fungování ve velmi malém množství elektrolytu, čímž se stává nadějným kandidátem pro měření přímo na lidském těle. Dokonce bylo v článku [11] zjištěno, že všechny textilní OECT vykazovaly při snímání větší citlivost, což lze vysvětlit tím, že při nanesení PEDOT:PSS na textilii dokáže polymer kopírovat trojrozměrnou strukturu vláken, čímž se dosáhne velké plochy povrchu vzhledem k objemu, ve srovnání se senzorem připraveným na skleněném substrátu.

Tab. 2: Porovnání snímacích vlastností netextilního OECT a OECT na textilii (předěláno z [11]).

Analyt	Netextilní OECT		Textilní OECT		
	G1		G1		G2
	Měř. koncentrace (M)	LOD (M)	Měř. koncentrace (M)	LOD (M)	LOD (mol)
Kyselina askorbová	10^{-6} - 10^{-3}	$1.3 \cdot 10^{-8}$	10^{-4} - 10^{-2}	$1 \cdot 10^{-5}$	$2 \cdot 10^{-8}$
Adrenalin	10^{-5} - $2 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-6}$	$3 \cdot 10^{-5}$ - $5 \cdot 10^{-4}$	$1 \cdot 10^{-5}$	$1.2 \cdot 10^{-8}$
Dopamin	10^{-6} - 10^{-4}	$5 \cdot 10^{-8}$	$2 \cdot 10^{-6}$ - $3 \cdot 10^{-5}$	$1 \cdot 10^{-6}$	$4 \cdot 10^{-7}$

U vláknových OECT bylo v případě senzoru glukózy dosaženo měřitelného rozsahu koncentrací od 1 nM do 5 µM. Korespondující netextilní senzor glukózy na skleněném substrátu, prezentovaný v publikaci [23] byl schopen detekovat glukózu v koncentracích od 10 nM do 1 µM, takže v případě textilního senzoru nedošlo ke zhoršení detekčních schopností, dokonce dokázal detekovat glukózu v menších koncentracích. WECT senzor na bázi PPy [21] je schopný detekovat selektivně ionty olova v koncentracích do 10^{-5} M, a vzhledem k němu je pro porovnání uveden OECT senzor na skleněném substrátu [24], který v provedení s Pt GATE elektrodou dokáže detekovat ionty kovů až do 10^{-6} M.

Závěr

Netextilní organický elektrochemický tranzistor může být vyráběn pomocí tiskových metod, které jsou kompatibilní s velkovýrobními způsoby výroby jako je metoda roll-to-roll. To je umožněno použitím organických polymerů k jejich výrobě, jelikož jsou lehce zpracovatelné i za nízkých teplot a dají se snadno chemicky modifikovat. Navíc jsou organické polymery cenově dostupné. Výrobu také usnadňuje fakt, že OECT mají velmi jednoduchou strukturu, nenáročnou na malé rozměry a dají se natisknout laterárně, neboli v jedné vrstvě. Kombinací hromadné výroby a levného materiálu je umožněno vyrábět opravdu levné tranzistory, použitelné jako zesilovače, součásti logických obvodů a chemické a biologické senzory.

Po porovnání netextilních OECT s textilními můžeme říct, že integrací do textilie nedošlo u OECT k významné ztrátě elektrických, ani senzorických vlastností. Naopak, úspěšné převedení do textilie otevřelo nové možnosti využití OECT jako nositelných zařízení, pomocí kterých se mohou vytvářet elektrické obvody a biologické senzory přímo v oblečení, a je tak umožněno *in situ* snímání externích tělních tekutin člověka v reálném čase, což může nalézt využití v mnoha odvětvích, například ve zdravotnictví, sportu a bezpečnosti práce.

Jedním ze způsobů integrace do textilie je natisknutí OECT na textilní substrát, kterým může být přímo již zhotovený oděv nebo jeho část. Tento způsob lze lehce zavést do procesu výroby oblečení, jelikož využívá tiskových metod jako je sítotisk, který je již dlouho používán v textilního průmyslu a tím je do výroby dobře implementován. Další možností je integrace OECT na úrovni vláken. Ta spočívá v potažení vláken vodivým polymerem a jejich následným zpracováním textilními technikami jako je například tkaní a šití. Touto metodou jsou vytvářeny WECT, dělící se na dvě různé topologie. Tkaní je vhodné pro realizaci WECT s pravoúhlou topologií, zatímco šití se hodí pro realizaci WECT s paralelní topologií. Do budoucna je žádoucí integrovat zařízení právě na úrovni vláken, protože je tímto způsobem umožněna vysoká hustota integrace a textilie si i se zakomponovanými zařízeními zachová své důležité vlastnosti jako je trvanlivost, pružnost a pohodlnost.

Seznam literatury a informačních zdrojů

[1] C. Liao and F. Yan, "Organic semiconductors in organic thin-film transistor-based chemical and biological sensors," *Polym. Rev.*, vol. 53, no. 3, pp. 352–406, 2013.

[2] M. Hamedi, R. Forchheimer, and O. Inganäs, "Towards woven logic from organic electronic fibres," *Nat. Mater.*, vol. 6, no. 5, pp. 357–362, 2007.

[3] P. Andersson Ersman, D. Nilsson, J. Kawahara, G. Gustafsson, and M. Berggren, "Fast-switching all-printed organic electrochemical transistors," *Org. Electron. physics, Mater. Appl.*, vol. 14, no. 5, pp. 1276–1280, 2013.

[4] J. T. Mabeck and G. G. Malliaras, "Chemical and biological sensors based on organic thin-film transistors," *Anal. Bioanal. Chem.*, vol. 384, no. 2, pp. 343–353, 2006.

[5] S. Pretl, "Heterostruktury na bázi organických vodivých materiálů," *Disertační práce, Plzeň*, p. 38, 2015.

[6] L. Mracek, S. Pretl, T. Syrovy, and A. Hamacek, "Ionic liquid as an electrolyte for organic electrochemical transistor," *Proc. Int. Spring Semin. Electron. Technol.*, vol. 2015–Septe, pp. 11–15, 2015.

[7] L. Contat-Rodrigo, C. Pérez-Fuster, J. V. Lidón-Roger, A. Bonfiglio, and E. García-Breijo, "Characterization of screen-printed organic electrochemical transistors to detect cations of different sizes," *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 10, 2016.

[8] L. Basiricò, P. Cosseddu, B. Fraboni, and A. Bonfiglio, "Inkjet printing of transparent, flexible, organic transistors," *Thin Solid Films*, vol. 520, no. 4, pp. 1291–1294, 2011.

[9] D. Nilsson, T. Kugler, P. O. Svensson, and M. Berggren, "An all-organic sensor-transistor based on a novel electrochemical transducer concept printed electrochemical sensors on paper," *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 86, no. 2–3, pp.

193–197, 2002.

[10] W. Zeng, L. Shu, Q. Li, S. Chen, F. Wang, and X. M. Tao, "Fiber-based wearable electronics: A review of materials, fabrication, devices, and applications," *Adv. Mater.*, vol. 26, no. 31, pp. 5310–5336, 2014.

[11] I. Gualandi, M. Marzocchi, A. Achilli, D. Cavedale, A. Bonfiglio, and B. Fraboni, "Textile Organic Electrochemical Transistors as a Platform for Wearable Biosensors," *Sci. Rep.*, vol. 6, no. August, pp. 1–10, 2016.

[12] M. Stoppa and A. Chiolerio, "Wearable electronics and smart textiles: A critical review," *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 7, pp. 11957–11992, 2014.

[13] X. Tao, V. Koncar, and C. Dufour, "Geometry Pattern for the Wire Organic Electrochemical Textile Transistor," *J. Electrochem. Soc.*, vol. 158, no. 5, p. H572, 2011.

[14] J. D. Ryan, D. A. Mengistie, R. Gabrielsson, A. Lund, and C. Müller, "Machine-Washable PEDOT:PSS Dyed Silk Yarns for Electronic Textiles," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 9, no. 10, pp. 9045–9050, 2017.

[15] G. Mattana, P. Cosseddu, B. Fraboni, G. G. Malliaras, J. P. Hinestroza, and A. Bonfiglio, "Organic electronics on natural cotton fibres," *Org. Electron. physics, Mater. Appl.*, vol. 12, no. 12, pp. 2033–2039, 2011.

[16] C. Müller, M. Hamedi, R. Karlsson, R. Jansson, R. Marcilla, and M. Hedhammar, "Woven electrochemical transistors on silk fibers," *Adv. Mater.*, vol. 23, no. 7, pp. 898–901, 2011.

[17] G. Tarabella *et al.*, "A single cotton fiber organic electrochemical transistor for liquid electrolyte saline sensing," *J. Mater. Chem.*, vol. 22, no. 45, p. 23830, 2012.

[18] N. Coppedè, G. Tarabella, M. Villani, D. Calestani, S. Iannotta, and A. Zappettini, "Human stress monitoring through an organic cotton-fiber biosensor," *J. Mater.*

Chem. B, vol. 2, no. 34, pp. 5620–5626, 2014.

[19] E. Battista *et al.*, "Enzymatic sensing with laccase-functionalized textile organic biosensors," *Org. Electron. physics, Mater. Appl.*, vol. 40, pp. 51–57, 2017.

[20] Y. Wang *et al.*, "The woven fiber organic electrochemical transistors based on polypyrrole nanowires/reduced graphene oxide composites for glucose sensing," *Biosens. Bioelectron.*, vol. 95, no. January, pp. 138–145, 2017.

[21] Y. Wang *et al.*, "Ion sensors based on novel fiber organic electrochemical transistors for lead ion detection," *Anal. Bioanal. Chem.*, vol. 408, no. 21, pp. 5779–5787, Aug. 2016.

[22] I. Gualandi, M. Marzocchi, E. Scavetta, M. Calienni, A. Bonfiglio, and B. Fraboni, "A simple all-PEDOT:PSS electrochemical transistor for ascorbic acid sensing," *J. Mater. Chem. B*, vol. 3, no. 33, pp. 6753–6762, 2015.

[23] C. Liao, M. Zhang, L. Niu, Z. Zheng, and F. Yan, "Highly selective and sensitive glucose sensors based on organic electrochemical transistors with graphene-modified gate electrodes," *J. Mater. Chem. B*, vol. 1, no. 31, p. 3820, 2013.

[24] P. Lin, F. Yan, and H. L. W. Chan, "Ion-Sensitive Properties of Organic Electrochemical Transistors," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 2, no. 6, pp. 1637–1641, Jun. 2010.