

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI  
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ**

**KATEDRA MATERIÁLŮ A TECHNOLOGIÍ**

## **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**Současný stav vývoje organických elektrochemických  
tranzistorů a jejich možná aplikace**

## ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta elektrotechnická  
Akademický rok: 2020/2021

### ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE (projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Zdeněk FRÁNA**  
Osobní číslo: **E18B0209P**  
Studijní program: **B2612 Elektrotechnika a informatika**  
Studijní obor: **Komerční elektrotechnika**  
Téma práce: **Současný stav vývoje organických elektrochemických tranzistorů a jejich možné aplikace**  
Zadávající katedra: **Katedra materiálů a technologií**

### Zásady pro vypracování

1. Obecně popište princip fungování organických elektrochemických tranzistorů.
2. Zpracujte rešerši současného stavu vývoje organických elektrochemických tranzistorů.
3. Zpracujte přehled aplikačních možností organických elektrochemických tranzistorů.
4. Proveďte srovnání organických elektrochemických tranzistorů s dalšími typy tranzistorů a diskutujte případné výhody či nevýhody OECT.

Rozsah bakalářské práce: **30 – 40 stran**  
Rozsah grafických prací: **podle doporučení vedoucího**  
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

#### Seznam doporučené literatury:

1. V. Athanasiou, S. Pecqueur, D. Vuillaume, and Z. Konkoli, 'On a generic theory of the organic electrochemical transistor dynamics,' *Org. Electron.*, vol. 72, pp. 39-49, Sep. 2019, doi: 10.1016/j.orgel.2019.05.040.
2. J. T. Friedlein, R. R. McLeod, and J. Rivnay, 'Device physics of organic electrochemical transistors,' *Organic Electronics*, vol. 63. Elsevier B.V., pp. 398-414, 01-Dec-2018, doi: 10.1016/j.orgel.2018.09.010.
3. J. Fan, S. S. Rezaie, M. Facchini-Rakovich, D. Gudi, C. Montemagno, and M. Gupta, 'Tuning PEDOT:PSS conductivity to obtain complementary organic electrochemical transistor,' *Org. Electron.*, vol. 66, pp. 148-155, Mar. 2019, doi: 10.1016/j.orgel.2018.12.013.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Josef Šlauf**  
Katedra materiálů a technologií

Datum zadání bakalářské práce: **9. října 2020**  
Termín odevzdání bakalářské práce: **27. května 2021**

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



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

V Plzni dne 9. října 2020

## **Abstrakt**

Předkládaná bakalářská práce je zaměřena na současný stav a vývoj organických elektrochemických tranzistorů (OECT). V první části práce jsou OECT tranzistory obecně popsány, a jsou zde zdokumentovány jejich základní struktury, laterální a vertikální. Následují současně používané materiály pro jejich výrobu. Kapitola je zakončena vysvětlením principu funkce OECT tranzistoru a jeho základními vlastnostmi. Ve druhé části práce je popsán jeden z prvních pokusů o výrobu organického tranzistoru a zjednodušený postup jeho výroby. Následují technologie výroby, které mohou být použity v současné době pro výrobu OECT tranzistoru. Ve třetí části práce jsou popsány různé aplikace OECT. Jedná se zejména o aplikace pro biosenzoriku. V poslední části práce jsou OECT tranzistory porovnávány s jinými druhy tranzistorů. Nejprve jsou porovnány s tranzistorem typu MOSFET, neboť k tomuto tranzistoru bývají připodobňovány v literatuře. Dále jsou OECT tranzistory porovnány s jinými organickými tranzistory, neboť od anorganický tranzistorů se výrazně liší, a to materiálovou konfigurací i výslednými parametry tranzistoru.

## **Klíčová slova**

OECT, organický elektrochemický tranzistor, biosenzor, organická elektronika, tištěná elektronika, PEDOT: PSS

**Abstract**

The present bachelor thesis is focused on the current state and development of organic electrochemical transistors (OECT). In the first part of the thesis, OECT are described in general. There are two basic structures described: lateral and vertical. This is followed by the materials used currently for fabrication. The chapter is concluded with the principle of OECT function and their basic properties. The second part of the thesis describes one of the first attempts to produce an organic transistor and a simplified procedure for OECT's fabrication. This is followed by the different fabrication technologies that can be used for the fabrication of the OECT today. In the third part, different applications of the OECT are described, mainly biosensing. In the last part of the thesis, OECT are compared with other types of transistors. First, they are compared to the MOSFET type of transistor as this is the transistor to which they are compared in literature. Next OECT are compared with other organic transistors, as they differ significantly from inorganic transistors in terms of material configuration and resulting transistor parameters.

**Key words**

OECT, organic electrochemical transistor, biosensor, organic electronics, printed electronics, PEDOT: PSS

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem tuto 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 práce, je legální.



.....  
podpis

## **Poděkování**

Tímto bych rád poděkoval vedoucímu bakalářské práce Ing. Josefovi Šlaufovi, za cenné profesionální rady, připomínky a metodické vedení práce.

# Obsah

|  |           |
|--|-----------|
| <b>OBSAH</b> .....   | <b>8</b>  |
| <b>SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK</b> .....  | <b>10</b> |
| <b>ÚVOD</b> .....  | <b>13</b> |
| <b>1 PRINCIP FUNKCE ORGANICKÝCH ELEKTROCHEMICKÝCH TRANZISTORŮ</b> .....                              | <b>14</b> |
| 1.1 STRUKTURA ORGANICKÝCH ELEKTROCHEMICKÝCH TRANZISTORŮ.....   | 14        |
| 1.1.1 Laterální topologie.....   | 14        |
| 1.1.2 Vertikální topologie.....  | 16        |
| 1.2 NEJPOUŽÍVANĚJŠÍ MATERIÁLY PRO OECT.....  | 17        |
| 1.2.1 Substrát.....  | 17        |
| 1.2.2 Kanál.....   | 17        |
| 1.2.3 Elektrolyt.....  | 19        |
| 1.2.4 Elektrody.....   | 20        |
| 1.3 PRINCIP VEDENÍ PROUDU V POLYMERECH.....  | 20        |
| 1.3.1 Dopování.....  | 22        |
| 1.4 PRINCIP FUNKCE OECT.....   | 22        |
| 1.5 VLASTNOSTI OECT TRANZISTORŮ.....   | 26        |
| 1.5.1 Vlastnosti OECT tranzistorů důležité pro snímače.....  | 29        |
| 1.5.2 Vlastnosti OECT tranzistorů v logických a jiných obvodech.....                                 | 29        |
| <b>2 SOUČASNÝ STAV A VÝVOJ OECT</b> .....  | <b>30</b> |
| 2.1 PRVNÍ OECT TRANZISTOR A JEHO TECHNOLOGIE VÝROBY.....   | 30        |
| 2.2 NEJPOUŽÍVANĚJŠÍ TECHNOLOGIE VÝROBY V SOUČASNÉ DOBĚ.....  | 32        |
| 2.2.1 Sítotisk.....  | 33        |
| 2.2.2 Hlubotisk.....   | 34        |
| 2.2.3 Aerosol Jet.....   | 35        |
| 2.2.4 Inkjet.....  | 36        |
| <b>3 APLIKACE OECT</b> .....   | <b>38</b> |
| 3.1 ELEKTROFYZIOLOGICKÉ SENZORY.....   | 38        |
| 3.1.1 Senzory mozkové aktivity.....  | 38        |
| 3.1.2 Senzory srdeční činnosti.....  | 40        |
| 3.2 SENZORY VIRŮ A BAKTERIÍ.....   | 41        |
| 3.2.1 Senzory virů.....  | 41        |
| 3.2.2 Senzory bakterií.....  | 43        |
| 3.3 SENZORY IONTŮ.....   | 45        |
| 3.3.1 Senzory kationtů.....  | 45        |
| 3.3.2 Senzory pH.....  | 47        |
| 3.4 SENZORY BUNĚK A BUNĚČNÉ AKTIVITY.....  | 49        |
| 3.4.1 Senzory narušení buněčné tkáně.....  | 49        |
| 3.4.2 Senzory buněčného stresu a odumření buněk.....   | 49        |
| 3.5 LOGICKÉ A JINÉ OBVODY REALIZOVANÉ OECT TRANZISTORY.....  | 50        |
| <b>4 TYPOLOGICKÉ ZAŘAZENÍ A SROVNÁNÍ OECT TRANZISTORŮ S DALŠÍMI TYPY</b><br><b>TRANZISTORŮ</b> ..... | <b>53</b> |
| 4.1 TRANZISTOR ŘÍZENÝ POLEM SE STRUKTUROU KOV-OXID-POLOVODIČ (MOSFET).....                           | 53        |
| 4.2 ORGANICKÝ TRANZISTOR ŘÍZENÝ ELEKTRICKÝM POLEM.....   | 55        |
| 4.2.1 OFET.....  | 55        |
| 4.2.2 EGOFET.....  | 56        |
| 4.3 SROVNÁNÍ VLASTNOSTÍ OECT TRANZISTORŮ S DALŠÍMI TYPY TRANZISTORŮ.....                             | 57        |
| <b>ZÁVĚR</b> .....   | <b>59</b> |



|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| <b>5</b> | <b>POUŽITÁ LITERATURA A CITAČNÍ ZDROJE .....</b> | <b>61</b> |
|          | <b>PŘÍLOHY .....</b>                             | <b>1</b>  |

## Seznam symbolů a zkratek

|   |  |
|---|--|
| $C^*$ (F)                                 | Objemová kapacita  |
| $C_{eq}$ (F)                              | Ekvivalentní kapacita OECT tranzistoru   |
| $C_G$ (F)                                 | Kapacita na rozhraní hradlové elektrody s elektrolytem                                 |
| $C_K$ (F)                                 | Kapacita na rozhraní kanálu s elektrolytem   |
| $C_v$ (F)                                 | Vstupní kapacita   |
| $e$ (C)                                   | Elementární náboj  |
| $E_m$ (eV)                                | Energie potřebná k přeskoku nosičů náboje  |
| $f$ (-)                                   | Váhový faktor  |
| $f$ (Hz)                                  | Frekvence  |
| $g_m$ (S)                                 | Transkonduktance   |
| $i_{D(t)}$ (A)                            | Proud protékající odtokovou elektrodou v čase $t$                                      |
| $I_{DS}$ (A)                              | Proud protékající kanálem mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou                        |
| $\Delta I_{SS}$ (A)                       | Rozdíl mezi počátečním a konečným stavem proudu v OECT tranzistoru při přechodném ději |
| $I_{lipid}$ (A)                           | Saturovaný proud měřený s buněčnou membránou v elektrolytu                             |
| $I_{mol}$ (A)                             | Saturovaný proud při dané koncentraci molekul cizorodé látky v elektrolytu             |
| $I_{oect}$ (A)                            | Saturovaný proud měřený bez membrány v elektrolytu                                     |
| $I_{OFF}$ (A)                             | Proud v rozepnutém stavu tranzistoru   |
| $I_{ON}$ (A)                              | Proud v sepnutém stavu tranzistoru   |
| $I_{SS(U_{GS})}$ (A)                      | Aproximačně vypočtený proud při určitém hradlovém napětí $U_{GS}$ v OECT tranzistoru   |
| $k$ ( $J \cdot K^{-1}$ )                  | Boltzmannova konstanta   |
| $p$ (-)                                   | Permeabilní faktor   |
| $pH$ (-)                                  | Potenciál vodíku   |
| $P_{MAX}$ (W)                             | Maximální výkon tranzistoru  |
| $R_{OFF}$ ( $\Omega$ )                    | Odpor kanálu OECT tranzistoru v nesepnutém stavu                                       |
| $R_{ON}$ ( $\Omega$ )                     | Odpor kanálu OECT tranzistoru v sepnutém stavu   |
| $R_S$ ( $\Omega$ )                        | Odpor mezi kanálem a hradlovou elektrodou  |
| $SNR$ (dB)                                | Poměr signálu ku šumu  |
| $T$ (K)                                   | Termodynamická teplota   |
| $T_e$ (s)                                 | Čas elektrického přechodu v kanálu OECT tranzistoru                                    |
| $T_i$ (s)                                 | Časová odezva výstupního proudu $I_{DS}$ na změnu napětí $U_{GS}$                      |
| $T_{MAX}$ (K)                             | Maximální povolená teplota pro tranzistor  |
| $t_{nh}$ (s)                              | Doba náběžné hrany   |
| $t_{OFF}$ (s)                             | Čas tranzistoru ve vypnutém stavu  |
| $t_{ON}$ (s)                              | Čas tranzistoru v sepnutém stavu   |
| $t_{sh}$ (s)                              | Doba sestupné hrany  |
| $U_{DS}$ (V)                              | Napětí mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou   |
| $U_{Dsat}$ (V)                            | Saturační napětí   |
| $U_{GS}$ (V)                              | Hradlové napětí  |
| $U_{nap}$ (V)                             | Napájecí napětí  |
| $U_p$ (V)                                 | Prahové napětí   |
| $U_{vst.}$ (V)                            | Vstupní napětí   |
| $U_{výst.}$ (V)                           | Výstupní napětí  |
| $\nu_p$ (Hz)                              | Střední přeskoková frekvence   |
| $Z$ ( $\Omega$ )                          | Impedance  |
| $\mu$ ( $m^2 \cdot V^{-1} \cdot s^{-1}$ ) | Pohyblivost nosičů nábojů  |

|                      |   |   |
|----------------------|---|---|
| AJP                  | Aerosol jet printing                                      | Bezkontaktní tisková technologie<br>Aerosol Jet ®                       |
| BMIM BF <sub>4</sub> | 1-n-butyl-3-methylimidazolium<br>tetrafluoroborate        | 1-n-butyl-3-<br>methylimidazoliumtetrafluorborát                        |
| CAD                  | Compturer aided design                                    | Počítačem podporované<br>projektování                                   |
| CIJ                  | Continual inkjet  | Režim kontinuálního tisku u tiskové<br>metody inkjet                    |
| D                    | Drain electrode   | Odtoková elektroda  |
| DMSO                 | Dimethyl sulfoxide  | Dimethylsulfoxid  |
| DNA                  | Deoxyribonucleic acid                                     | Deoxyribonukleová kyselina  |
| DOD                  | Drop on demand  | Režim řízeného dávkování inkoustu<br>u metody inkjet                    |
| EDOT                 | 3,4-Ethylenedioxythiophene                                | 3,4-Ethylendioxythiophen  |
| EEG                  | Electroencephalography                                    | Elektroencefalogram   |
| EG                   | Ethylene glycol   | Etylen glykol   |
| EGOFET               | Electrolyte gated organic field<br>effect transistor      | Organický tranzistor řízený<br>elektrickým polem s řídicí<br>elektrodou |
| EKG                  | Electrocardiography                                       | Elektrokardiogram   |
| FET                  | Field effect transistor                                   | Tranzistor řízený polem   |
| G                    | Gate electrode  | Hradlová elektroda  |
| IL                   | Ionic liquid  | Iontová kapalina  |
| MEAs                 | Microelectrode arrays                                     | Pole mikroelektrod  |
| MOSFET               | Metal oxide semiconductor field<br>effect transistor      | Tranzistor řízený polem se<br>strukturou kov-oxid-polovodič             |
| OECT                 | Organic electrochemical transistor                        | Organický elektrochemický<br>tranzistor                                 |
| OFET                 | Organic field effect transistor                           | Organický tranzistor řízený polem                                       |
| OTFT                 | Organic thin film transistor                              | Organický tenkovrstvý tranzistor  |
| P3HT                 | Poly(3-hexylthiophene-2,5-diyl)                           | Poly(3-hexylthiofen-2,5-diyl)   |
| PA                   | Pneumatic atomizer  | Pneumatický atomizér  |
| PDMS                 | Polydimethylsiloxane                                      | Polydimethylsiloxan   |
| PEDOT                | Poly(3,4-ethylenedioxythiophene)                          | Poly(3,4-ethylenedioxythiofen)  |
| PEDOT:DS             | Poly(3,4-<br>ethylenedioxythiophene): dextran<br>sulfate  | Poly(3,4-ethylenedioxythiofen):<br>dextran sulfát                       |
| PEDOT:PSS            | Poly(3,4-ethylenedioxythiophene)<br>polystyrene sulfonate | Poly(3,4-ethylendioxythiofen)-<br>poly(styrensulfonat)                  |
| PEDOT:TOS            | Poly(3,4-<br>ethylenedioxythiophene): tosylate            | Poly(3,4-ethylendioxythiofen)-<br>tosylát                               |
| PEN                  | Polyethylene Naphthalate                                  | Polyethylen naftalát  |
| PET                  | Poly(ethylene terephthalate)                              | Poly(ethylen teraftalát)  |

|           |  |  |
|-----------|--|--|
| PMATFSI   | Poly(3-sulfonyl(trifluoromethanesulfonyl)imide propyl methacrylate of lithium) | Poly(3-sulfonyl(trifluorometansulfonyl)imid propylmetakrylát lithia) |
| PMC3A     | Poly(3-methoxypropyl acrylate)   | Poly(3-methoxypropylakrylát)   |
| PSS       | Polystyrene sulfonate  | Polystyren-sulfonová   |
| PTAA      | Poly (triaryl amine)   | Poly (triaryl amin)  |
| PTEBS     | Poly[2-(3-thienyl)ethoxy-4-butylsulfonate]                                     | Poly [2- (3-thienyl) ethoxy-4-butylsulfonát]                         |
| PTHS      | Poly(6- (thiophene-3-yl)hexane-1-sulfonate)                                    | Poly(6-(thiofen-3-yl)hexan-1-sulfonát)                               |
| R2R       | Roll – to – roll   | Výroba na kontinuálně odvíjený substrát                              |
| S         | Source electrode   | Zdrojová elektroda   |
| UA        | Ultrasonic atomizer  | Ultrazvukový atomizér  |
| UV záření | Ultra violet rays  | Ultra fialové záření   |
| VI        | Virtual impactor   |  |

## Úvod

Práce se zabývá současným stavem organických elektrochemických tranzistorů (OECT). Jedná se o tranzistorovou součástku, která ke své činnosti využívá především vlastností konjugovaných polymerů a jiných organických látek [1]. Tím se odlišují od konvenčních tranzistorů, které jsou založeny na anorganických materiálech.

Konvenční tranzistory vykazují lepší dynamické vlastnosti, ale nelze je využít jako biologické senzory. Na druhou stranu OECT tranzistory v současné době vykazují velký potenciál v biosenzorice [1, 2, 3]. K tomu jsou vhodné především díky svým vlastnostem jako je biokompatibilita, [1, 4], vysoká citlivost na snímaný analyt [5, 6], možnost vyrábět flexibilní senzory [7], možnost vyrábět flexibilní elektroniku [8, 9], nižší ekologická náročnost na výrobu než u konvenčních tranzistorů, anebo potenciál nižší ceny při hromadné výrobě [10].

Problematika byla poprvé publikována v práci Whit a kol. v roce 1984 [11]. V této práci byl OECT nazýván jako tranzistor na bázi molekul, kde pojmenování mělo naznačit, že vodivost OECT tranzistorů se dá ovlivnit koncentrací přidané látky do elektrolytu [1, 12]. Práce byla významným impulzem pro další vědecké zkoumání této problematiky, zejména vlivu různých materiálů na výsledné vlastnosti OECT tranzistorů [13].

V předkládané rešerši se zabývám současným stavem a vývojem OECT tranzistorů. Práce je dělena na čtyři větší celky. Nejprve se snažím přiblížit princip činnosti OECT tranzistoru, kvůli čemuž musela být popsána jeho současná materiálová konfigurace a struktura. Následuje stručný popis současně nejvyužívanějších technologií výroby OECT tranzistoru. Ve třetí části se soustředím na současně nejzajímavější aplikační možnosti tohoto zařízení a v poslední části práce uvádím zásadní rozdíly mezi OECT tranzistory a jinými typy tranzistorů.

# 1 Princip funkce organických elektrochemických tranzistorů

Organické elektrochemické tranzistory (OECT) se z hlediska charakteristik nejčastěji srovnávají s polem řízenými konvenčními tranzistory MOSFET (tranzistor řízený polem se strukturou kov-oxid-polovodič), avšak princip jejich činnosti je diametrálně odlišný [2, 14, 15, 16]. Hlavním rozdílem je materiál použitý pro vodivý kanál. Jde o organický materiál (nejčastěji PEDOT:PSS), který je oddělen od řídicí elektrody gate (G) elektrolytem [2, 17]. OECT dále obsahuje dvě další elektrody jako tranzistor typu MOSFET. Zdrojová elektroda se nazývá source (S), odtoková se nazývá drain (D) [2]. V praxi se setkáme s celou řadou topologických provedení OECT tranzistorů, které ovlivňují výsledné vlastnosti aktivní součástky. [2, 18–20].

## 1.1 Struktura organických elektrochemických tranzistorů

Jak již bylo zmíněno, struktura, kterou je tranzistor realizován má značný vliv na jeho vlastnosti [20]. Použitá topologie především ovlivňuje rychlost modulace proudu kanálem, transkonduktanci a senzitivitu vůči analytu při senzorigickém použití. Topologie tranzistoru pak samozřejmě ovlivňuje i mechanické vlastnosti jako např. flexibilitu. Navíc vhodně zvolenou strukturou se dá ovlivnit i produkce OECT tranzistorů, např. tranzistor může být plně tisknutelný [1, 2]. V praxi se setkáváme s mnoha topologickými modifikacemi, avšak všeobecně tyto modifikace můžeme zařadit do dvou základních provedení: laterální a vertikální [2, 21].

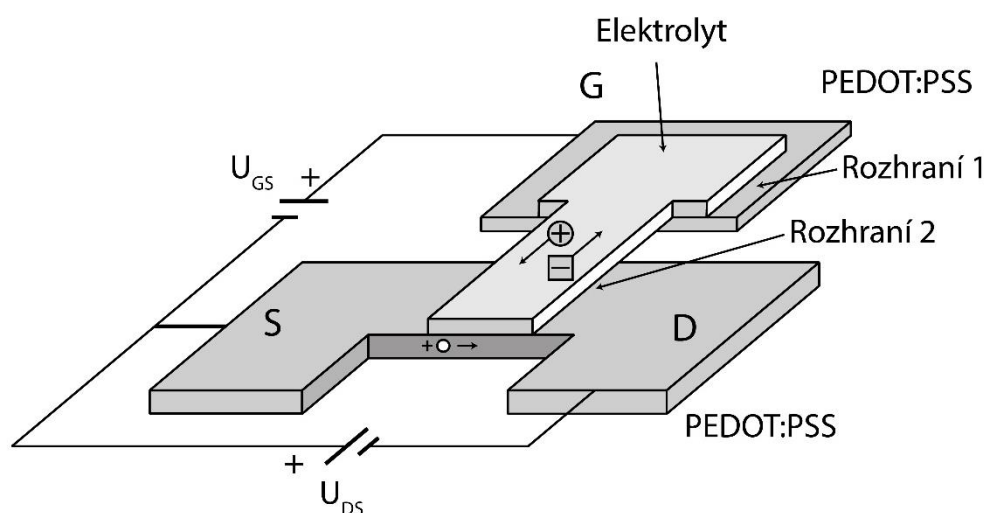
### 1.1.1 Laterální topologie

Laterální neboli planární uspořádání je z hlediska technologie velmi nenáročné. Hlavní uplatnění nachází v aplikacích určených pro senzory, a to především pro biosenzory. V těchto aplikacích nemusí být kladen takový důraz na dynamické vlastnosti OECT tranzistoru, ale je zde výhodný styk elektrolytu s detekovaným analytem [22–24]. Dle publikace od Kawahary a kol. [9], má ve většině případů laterální struktura pomalejší přechody ze sepnutého stavu do vypnutého stavu oproti vertikální topologii, a to až desetkrát. To je dle publikací [8, 20] způsobeno velkou vzdáleností mezi elektrodou gate (G) a kanálem tranzistoru, avšak toto tvrzení nebylo potvrzeno jakožto obecný princip. Realitou zůstává,

že tato vzdálenost určuje rychlost redoxní reakce, na které je princip tranzistoru OECT založen [20, 25].

Laterální topologie je vhodná pro výrobu tiskařskými technologiemi, kde je snaha vyrobit všechny součásti tranzistoru z jednoho typu materiálu, a to v jedné vrstvě na nosném substrátu. To se projeví především na plynulosti výroby a finální ceně výrobku při použití tiskařských technologií [26]. Při takovéto výrobě může být substrát tvořen například materiálem typu PET, papírem a dalšími materiály [9, 27–32], které budou zmíněny v kapitole (1.2.1). Jedinou výjimku tvoří elektrolyt, který je do součástky přidán následovně, čímž vznikne aktivní součástka [26].

Elektrolyty mohou být kapalné, pevné případně kvazi-pevné. Kapalné a kvazi-pevné musí být umístěné do prohlubně nebo ohraničeny bazénkem, který zajistí jejich polohu a následně mohou být zapouzdřeny [26, 33–35]. Díky tomuto kroku nedojde k úniku elektrolytu, odpařování a jinému druhu znehodnocení, ale součástka přijde o detekční schopnost vlivem zamezení kontaktu analytu s elektrolytem. Pevné elektrolyty mohou být umístěny buď přímo na substrát nebo do prohlubně či bazénku jako kapalné elektrolyty [26]. I přes skutečnost pevného stavu je výhodné tyto elektrolyty zapouzdřit, aby byly chráněny před nepříznivými vlivy okolí, pokud chceme součástku využít k jiným než senzorickým účelům [26, 35].



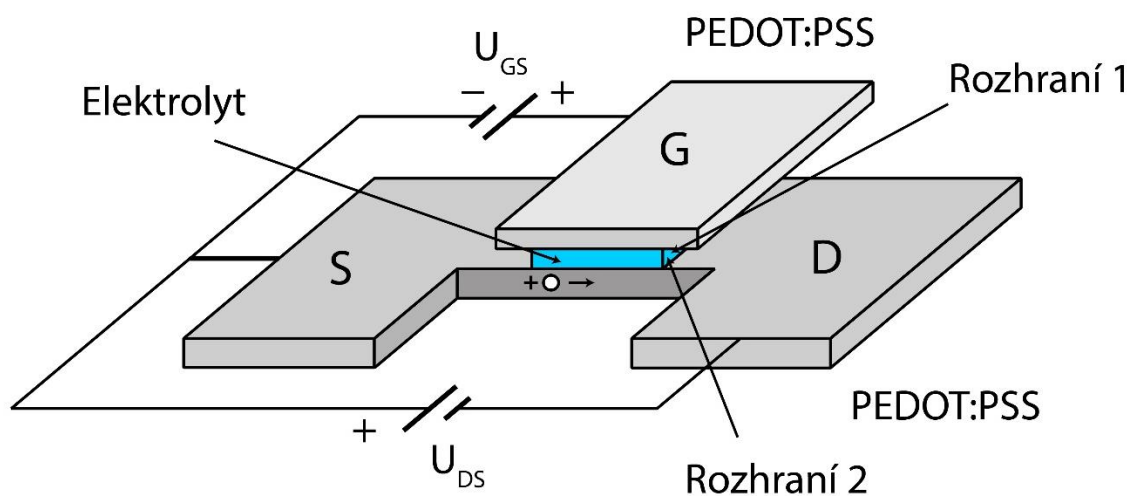
Obr. 1) Znáznornění laterální struktury OECT (převzato a upraveno z [26]).

- **Výhody laterální topologie oproti vertikální topologii:**
  - *Technologická jednoduchost při zpracování*
  - *Možnost využití tiskařských technologií*
  - *Potenciál nižší ceny při velké sériovosti výroby*
- **Nevýhody laterální topologie oproti vertikální topologii:**
  - *Většinou pomalejší přepínání stavů*

### 1.1.2 Vertikální topologie

Vertikální topologie je používána v aplikacích, kde jsou kladeny nároky na rychlejší dynamické vlastnosti tranzistoru [9]. Těch je dosaženo úpravou objemových rozměrů mezery, která odděluje elektrodu G od kanálu a je vyplněna elektrolytem. Čím menší je vzdálenost mezi elektrodou gate a kanálem tím rychleji obvod pracuje [2]. V praxi jde o vzdálenost desítek nm až jednotek  $\mu\text{m}$  a rychlost spínání se pohybuje okolo desítek milisekund [8].

Cenou za tyto příznivé vlastnosti je náročnost na výrobní technologie ve srovnání s laterálními technologiemi [8]. Další nepříznivou vlastností je přímý kontakt elektrody G a elektrolytu. Proto je nutné volit vhodné materiály, které vykazují chemicky stálé vlastnosti. Pokud se materiály zvolí nevhodně, může dojít k rozpuštění elektrody. Tento jev však může nastat v jakékoliv struktuře. Vhodnost materiálů pro elektrody tranzistoru se posuzuje podle výstupní práce materiálu (viz kapitola 1.2.4). Kvůli vertikální topologii nelze využít tiskařských technologií pro výrobu všech elektrod současně, čímž se prodlužuje doba nutná na výrobu i cena součástek [8].



Obr. 2) Známení vertikální struktury OECT (převzato a upraveno z [8]).



- **Výhody vertikální topologie oproti laterální:**
  - *Lepší dynamické vlastnosti*
- **Nevýhody vertikální technologie oproti laterální:**
  - *Technologická náročnost*
  - *Více kroků výroby*
  - *Vyšší cena*

## 1.2 Nejpoužívanější materiály pro OECT

OECT je tvořen třemi hlavními částmi, které musí být umístěny na substrátu. Konkrétně jde o kanál, elektrody a elektrolyt [2, 14, 36]. Každá část tranzistoru je tvořena různými materiály. Materiály přímo ovlivňují vlastnosti tranzistoru, a proto je volíme podle požadovaných vlastností, které máme určené aplikací tranzistoru [10].

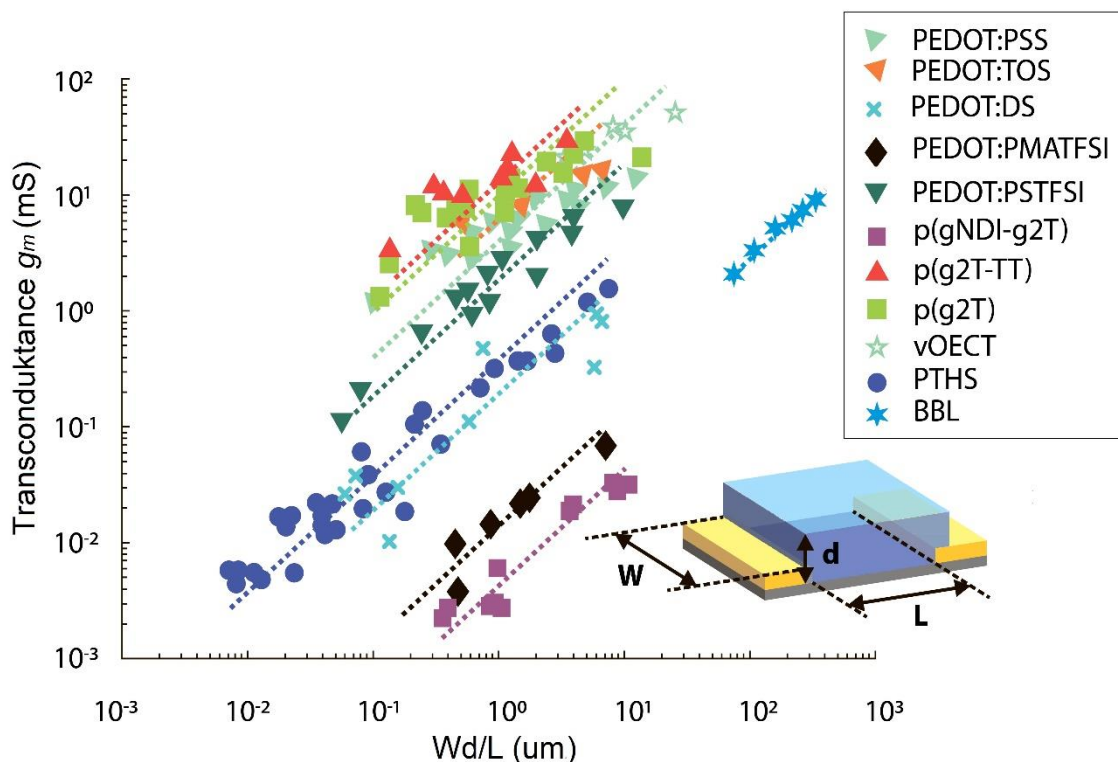
### 1.2.1 Substrát

Substrát je nosná složka OECT tranzistoru. Na tuto vrstvu jsou nanášeny další vrstvy OECT tranzistoru, a to např. technologií sítotisku [37] (konvenční x roll to roll), hlubotisku [10], inkjetu [38], či 3D tisku [6, 7]. Substráty mohou být pevné nebo flexibilní. Nejběžnější pevný substrát je sklo [14, 24], které se často využívá v biologických aplikacích OECT tranzistorů pro svou chemickou stálost. Jedním z nejčastěji využívaných flexibilních substrátů je PET folie, případně její modifikace [31]. Dalšími výrazně používanými substráty jsou např. polyethylen naftalát (PEN) [27], či papír (fotopapír) [9], který je vhodný především díky dobré zpracovatelnosti a recyklovatelnosti. Menší recyklovatelnost mají textilní substráty, které se však zvláště hodí pro biologické snímače v podobě nositelné elektroniky. Patří sem bavlna, hedvábí, či kevlar [6, 27, 29, 39].

### 1.2.2 Kanál

Kanál v OECT tranzistoru tvoří spojení mezi elektrodou source (S) a elektrodou drain (D). Z tohoto důvodu musí být voleny takové materiály, které se chovají jako polovodiče. Nejlepší by bylo, kdyby materiál vykazoval izolační až vodivé vlastnosti, dle přiloženého napětí na elektrodu gate (G), či změnou koncentrace iontů v elektrolytu [2, 36]. V praxi se uplatňuje jen malé množství těchto materiálů např. PEDOT:PSS, P3HT, p(g2T-TT), PEDOT:PMATFSI, PTHS, PEDOT:DS, PEDOT:TOS, či uhlíkové nanotrubičky [2, 39]. Jak je vidět i z tohoto výpisu materiálů nejčastěji jde o materiál PEDOT s příměsí. Z provedené

rešerše je však patrné, že nejvíce využívaným materiálem je PEDOT:PSS pro své přednosti jako je nízká cena, snadná příprava či modifikovatelnost [2, 17, 26].



Obr. 3) Znárodnění závislosti transkonduktance na různém poměru geometrického uspořádání kanálu ( $W$  – šířka,  $L$  – délka,  $d$  - výška) pro různé materiály (převzato a upraveno z [2]).

### PEDOT:PSS

PEDOT:PSS patří mezi vodivé konjugované polymery. Jeho hlavní složku tvoří PEDOT, poly(3,4-ethylenedioxythiolen), který má určité výhody oproti ostatním vodivým polymerům (např. polyanilin či polypyrol) [2, 36, 40]. Největšími přednostmi PEDOTu jsou tyto parametry: vysoká měrná vodivost ( $400\text{-}600\text{ S}\cdot\text{cm}^{-1}$ ), velká stabilita v oxidovaném stavu, nízký oxidační potenciál či příznivá šířka zakázaného pásu. Okrajovou výhodou může být např. jeho transparentnost v oxidovaném stavu, která se dá využít k určení velikosti redoxní reakce v materiálu díky elektrochromnímu jevu [41, 42].

Největší nevýhodou je malá rozpustnost. Tato nevýhoda se řeší přidáváním příměsí. Obecně lze říct, že abychom dosáhli větší rozpustnosti PEDOTu, tak musíme polymerovat monomer 3,4-ethylenedioxythiolen (EDOT). Z provedené rešerše vyplývá, že k tomuto účelu se nejvíce využívá kyselina polystyren-sulfonová (PSS). V tomto případě vznikne vodivý polymer PEDOT:PSS s vodivostí typu p a tmavě modrým zbarvením [41]. Čím více

je ve sloučenině složky PSS, tím více je konjugovaný polymer stabilní a rozpustný, na druhou stranu se zmenšuje měrná vodivost sloučeniny (běžně dostupné poměry – od 1:25 až po 1:20 hmotnostního podílu výsledné směsi) [43]. Z tohoto důvodu se často upravuje morfologie výsledné vrstvy. To se provádí přidáním s vodou mísitelných rozpouštědel jako je etylenglykol (EG) či dimethylsulfoxid (DMSO) [44].

Princip přenosu náboje v konjugovaných polymerech se považuje za objasněný a dobře popsáný [36], přesto přesný princip funkce OECT tranzistoru objasněn není. Existuje více teorií, ale žádná z nich prozatím nebyla potvrzena. Nejpravděpodobnější z nich je popsána v kapitole 1.3. Skutečností zůstává, že pro správnou činnost v OECT musí být PEDOT:PSS v kontaktu s elektrolytem, který je schopen poskytnout kationty potřebné pro redoxní reakci (viz rovnice 2) [2].

### 1.2.3 Elektrolyt

Elektrolyt má schopnost přímo ovlivňovat vlastnosti a způsob práce OECT [2, 45]. Je nutné volit takový elektrolyt, který vyhovuje cílové aplikaci OECT tranzistoru. Jiné elektrolyty se volí pro senzorové aplikace [46] a jiné elektrolyty se volí pro logické obvody [8, 47] či spínače [9, 47].

Nutnou podmínkou pro výběr elektrolytu pro OECT je schopnost poskytnout ionty, které jsou nutné k uskutečnění redoxní reakce v kanálu [2]. Redoxní reakce je s největší pravděpodobností příčinou změny vodivosti v kanálu tranzistoru, ale toto tvrzení doposud nebylo vědecky dokázáno. Vodivost kanálu se mění během elektrochemické reakce způsobené přiložením napětím  $U_{GS}$  (logické obvody), nebo při přidání měřeného vzorku do elektrolytu, a následné elektrochemické reakci (senzorové aplikace) [2, 4].

Elektrolyty mohou mít skupenství pevné, kapalné nebo mohou být i kvazi-pevné [26, 33–35]. V praxi se nejvíce používají elektrolytické roztoky, což jsou soli rozpuštěné v tekutém médiu [2, 48]. Rozpouštědlo (médiu) se volí podle „elektrochemického okna“, což je graf, který vznikne měřením cyklické voltametrie, a cílové aplikace [49]. Nejčastěji používaným rozpouštědlem je voda, ale využívají se i jiné nevodnaté roztoky např. alkoholy či amoniak [33]. V OECT tranzistorech se mohou použít tyto elektrolyty: iontové kapaliny (IL), iontové gely, polyelektrolyty, polymerní elektrolyty a další.

Popis veškerých elektrolytů není záměrem této práce, proto uvádím publikace, které se touto problematikou zabývají: [1, 33, 48]

#### 1.2.4 Elektrody

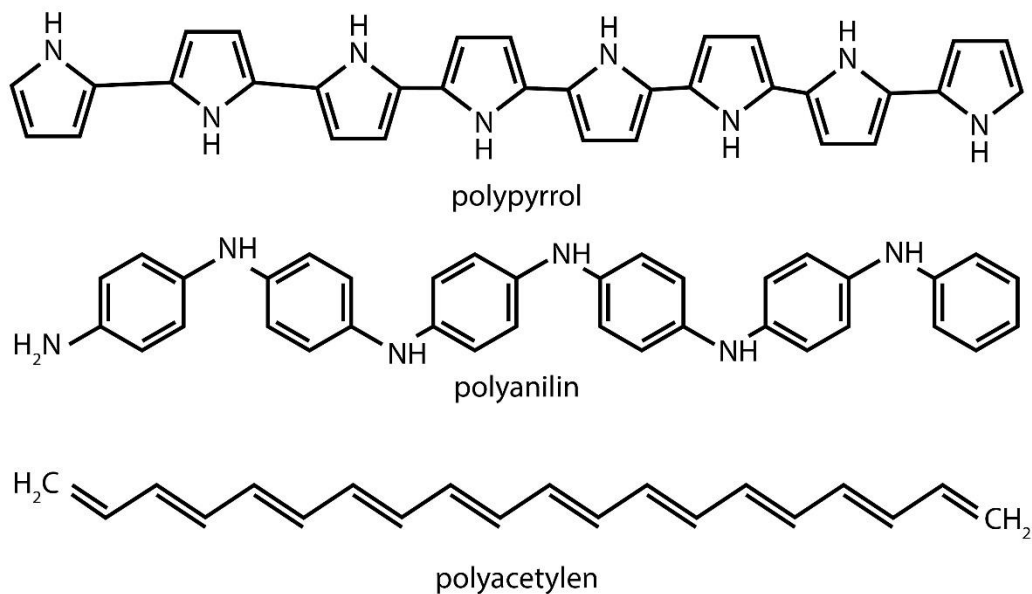
Povrch elektrod tvoří rozhraní mezi kanálem a zbylým elektrickým obvodem. Pro správnou funkci obvodu musíme volit takové materiály, které mají podobnou výstupní práci. Tím se zajistí vytvoření ohmického kontaktu s lineární VA charakteristikou, nikoliv usměrňujícího kontaktu [2, 33].

Nejčastěji používanými materiály pro tranzistory OECT je zlato (Au), stříbro (Ag), platina (Pt) či uhlík (C) [50]. Vzácné kovy se s výhodou uplatňují ve snímačích snímající biologické reakce, z důvodu jejich chemické stálosti [51–53].

### 1.3 Princip vedení proudu v polymerech

Stejně jako v anorganických látkách, i v polymerech dochází k přenosu elektrického náboje pomocí elektronů a děr. Avšak většina organických látek se chová jako izolant nebo polovodič [36]. Výjimku tvoří konjugované polymery a dotované konjugované polymery. Ty mají vodivost od  $10^{-16}$  až  $10^4 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$  [15, 36]. Vodivost těchto polymerů může být ovlivněna velkou řadou vnějších vlivů, mimo jiné pomocí rekombinace iontů ve spojení s vhodným elektrolytem [1]. Této vlastnosti využívají právě tranzistory OECT.

Konjugované polymery jsou tvořeny dlouhými řetězci makromolekul s pravidelně se střídajícími jednoduchými a dvojnými vazbami (viz obr. 4). Vazby jsou dvojího typu:  $\sigma$ -vazeb, které tvoří tři ze čtyř vazeb uhlíku a  $\pi$ -vazeb, které při překrytí  $\pi$ -orbitalů zajišťují přenos volného náboje na další část řetězce [54].



Obr. 4) Znáznornění různých konjugovaných polymerů (převzato a upraveno z [55]).

Takto jsou tvořeny různě dlouhé molekulové řetězce, které se v organické látce mohou, či nemusí překrývat. Většinou hovoříme o neuspořádané polymerní síti. V té nastávají jevy, které omezují vodivost organické látky. Patří sem omezená délka řetězce či přerušení střídavého řazení jednoduché a dvojné vazby, čímž dochází k lokalizaci náboje [54]. Pokud je náboj takto omezen, k dalšímu přenosu náboje může dojít přeskoky mezi řetězci, nebo tunelováním [36]. Přeskoky a tunelování nepříznivě ovlivňují pohyblivost nosičů náboje  $\mu$  [36, 54]. Pohyblivost je možné určit dle vztahu, který vyjadřuje rovnice (1).

$$\mu = (ev_p/kT)\exp(-E_m/kT), \quad (1)$$

kde  $\mu$  je pohyblivost nosiče náboje,

$e$  je náboj elektronu,

$d$  je šířka bariéry,

$E_m$  je energie potřebná k přeskoku,

$k$  je Boltzmanova konstanta,

$T$  je termodynamická teplota,

$v_p$  je střední přeskoková frekvence.

Energie, kterou je nutno dodat, aby došlo k přeskoku, je v řádech desetin eV. To je dáno velikostí vazebních sil mezi molekulami, které se nazývají Van der Waalsovy a velikostí

zakázaného pásu vycházejícího z pásového modelu atomu. Druhou částí rovnice je Boltzmanův faktor:  $\exp(-E_m/kT)$ , který udává pravděpodobnost přeskočení [36].

### 1.3.1 Dopování

Dopování je metoda, které se používá v anorganické i organické elektronice, ke zvýšení koncentrace volných nosičů náboje. V obou případech můžeme dopovat materiálem typu p (odebrání elektronu), nebo materiálem typu n (přidáním elektronu). Jako následek tohoto procesu získáme materiál s větší nevlastní vodivostí, či jinou vlastností [2, 54].

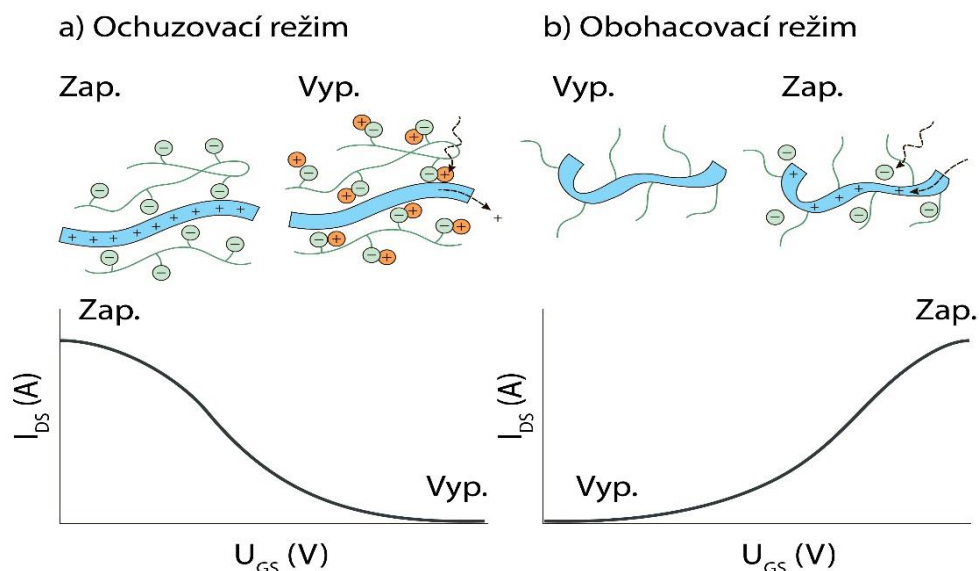
Všeobecně elektron má větší pohyblivost než díra, čehož se dá využít v anorganické elektronice. V organických tranzistorech se tento princip většinou nevyužívá, kvůli větší chemické nestabilitě vzniklé soustavy [15]. Dalším rozdílem v dopování organického materiálu je koncentrace. Anorganické materiály se dopují stopovým množstvím dopantu. Organické materiály se dopují až desítkami procent dopantu z celkové hmotnosti vzniklého vodivého polymeru [36]. Jako dopanty se v organické chemii používají např. alkalické kovy nebo halogeny [54]. Zvolený druh dopantu pak určuje vlastnosti vzniklé vodivé polymerní soustavy [36].

## 1.4 Princip funkce OECT

Předtím než princip funkce tranzistorů typu OECT bude podrobněji popsán je nutné zmínit, že nejde o jediný princip/model vysvětlující jejich chování. V různých publikacích se dají nalézt rozdílné modely vysvětlující jejich funkci [2, 14, 16, 56]. Ze současných vědeckých prací však vyplývá, že nejpravděpodobnější hypotézu vysvětlující činnost tohoto tranzistoru poskytují redoxní reakce v jeho struktuře při přiloženém napětí na hradlové elektrodě [2], avšak dodnes nebyl žádnou vědeckou prací potvrzený konkrétní princip chování OECT tranzistoru.

Faktem zůstává, že OECT tranzistory jsou jako všechny ostatní tranzistory založené na modulaci proudu kanálem. Proud je řízen vhodně zvoleným napětím, které je přiloženo na řídicí elektrodu gate. Pro přiložené napětí jsou důležité dva parametry: velikost a polarita [14]. Velikost přiloženého napětí přímo ovlivňuje vodivost kanálu, zároveň vysoké hodnoty napětí  $U_{GS}$  mohou způsobit nevratné poškození tranzistoru [1, 2]. Pro správné určení polarity napětí musíme zjistit, jestli tranzistor pracuje v tzv. „ochuzovacím“ či „obohacovacím“

režimu [2, 14, 57]. V ochuzovacím režimu jsou tranzistory vysoce vodivé při napětí  $U_{GS} = 0$  V. S rostoucím kladným napětím  $U_{GS}$  jejich vodivost klesá. V obohacovacím režimu se chovají přesně opačným způsobem [2, 14, 15].



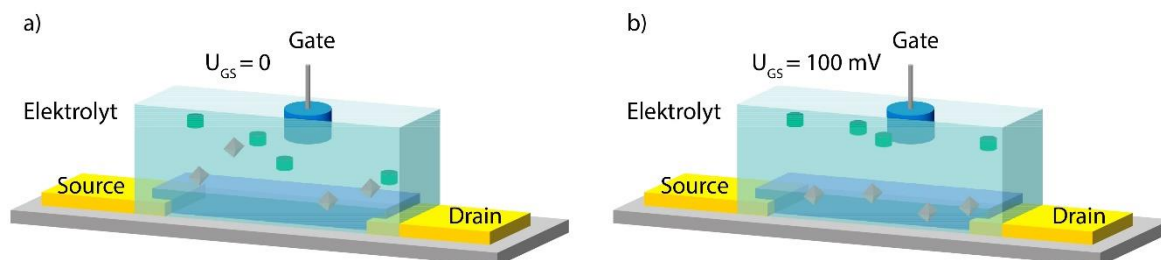
Obr. 5) Zobrazení a) proud  $I_{DS}$  kanálem OEET tranzistoru v závislosti na napětí  $U_{GS}$  tvořený PEDOT:PSS v ochuzovacím režimu b) proud  $I_{DS}$  kanálem OEET tranzistoru v závislosti na napětí  $U_{GS}$  tvořený PEDOT:PSS v obohacovacím režimu (převzato a upraveno z [1]).

Reakce probíhající uvnitř tranzistoru jsou elektrochemického charakteru a budou popsány na OEET tranzistoru, který je v praxi nejvíce rozšířen a využíván. Jde o tranzistor jehož kanál je tvořen polymerem PEDOT:PSS. PEDOT:PSS je konjugovaný polymer s velkým obsahem dopantu typu p. Má stabilní vlastnosti v oxidované formě. Svou vodivostí se řadí mezi polovodiče a v oxidované formě může dosáhnout vodivosti vyšší než  $800 \text{ S} \cdot \text{cm}^{-1}$ . Celkové stability chemické soustavy se dosahuje „ředěním“ PEDOT polymerní složkou PSS, která určuje konečnou vodivost polymeru a umožňuje větší míru redukčního děje v kanálu OEET tranzistoru [2, 15].

Uvnitř tranzistoru OEET bez přiloženého napětí jsou kladné nosiče náboje vázány na oxidovaných PEDOT<sup>+</sup> molekulách, které jsou kompenzovány sulfoanionty na PSS makromolekulárních řetězcích. Toto je popsáno rovnicí (2), pro redukce probíhající zleva doprava, kde  $K^+$  představuje injektovaný kationt z elektrolytu [26].



kde  $PEDOT^+$  je kladně nabitá molekula poly(3,4-ethylenedioxythiofenu),  $PEDOT^0$  je molekula s neutrálním nábojem poly(3,4-ethylenedioxythiofenu),  $PSS^-$  je záporně nabitá molekula polystyrenulfonátu sodného,  $K^+$  je kationt injektovaný z elektrolytu,  $e^-$  je elektron v kanálu tranzistoru.



Obr. 6) a) OEET tranzistor v sepnutém stavu b) OEET tranzistor v rozepnutém stav. Anionty jsou znázorněny jako zelené válečky, kationty jsou znázorněny jako hnědé jehlany a kanál je znázorněn tmavě modrou barvou (převzato a upraveno z [2]).

Jelikož ve struktuře OEET probíhají redoxní děje mohou nastat dvě chemické reakce v jeho kanálu. První reakcí je oxidace a druhou je redukce. Obě reakce jsou vratné a s velkou pravděpodobností nastávají ve stejném okamžiku. Výsledná vodivost konjugovaného polymeru je tedy dána převládající reakcí [58]. PEDOT:PSS je v základní formě částečně oxidovaný a pracuje v ochuzovacím režimu jako vodič. Jeho vodivost se navýší, pokud převládne oxidační reakce. V opačném případě se svými vlastnostmi začne přibližovat polovodičovému chování [2, 15].

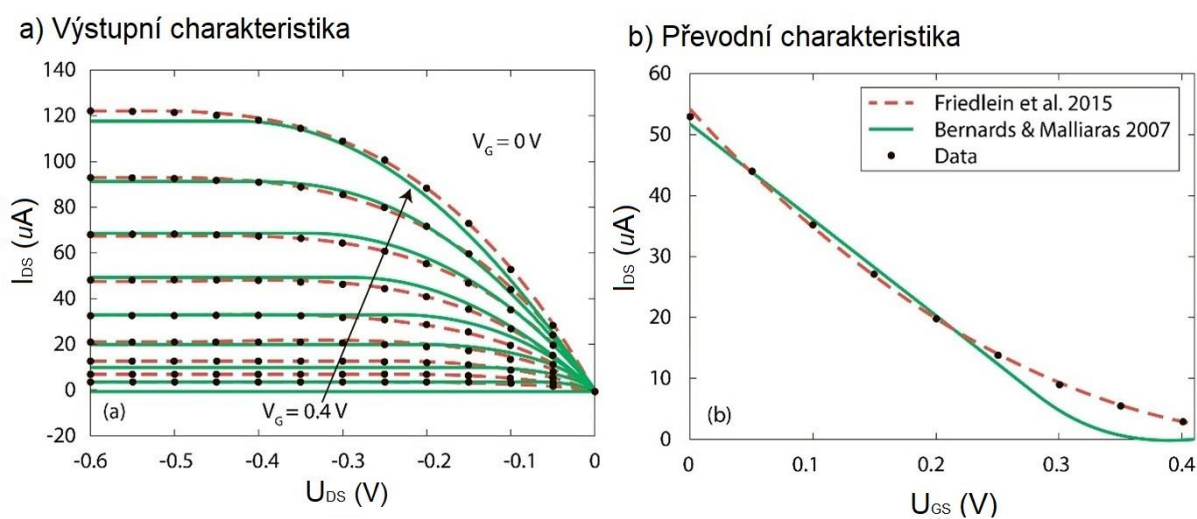
Převládající reakci v tranzistoru můžeme zvolit přiložením napětí  $U_{GS}$ . Kladné napětí  $U_{GS}$  přiložené na hradlovou elektrodu vytvoří na přechodu elektrody a elektrolytu elektrické pole [2]. Silovým působením tohoto elektrického pole jsou injektovány kationty z elektrolytu do polovodivého kanálu [2, 15, 26]. Kvůli chemické stabilitě musí být tyto kationty kompenzovány, což umožňuje složka PSS v konjugovaném polymeru [41]. Z ní jsou uvolňovány záporné náboje sulfoanionty, které dopují  $PEDOT^+$  z oxidového stavu (vodivého) do stavu neutrálního (nevodivého)  $PEDOT^0$ . Jedná se o redukční reakci a popisuje jí rovnice (3). Jde o reversibilní reakci a kanál se po odpojení kladného napětí (tzn.  $U_{GS} = 0$  V) a zániku elektrického pole opět začne vracet do vodivého stavu  $PEDOT^+$  [2, 41]. To je způsobeno „přirozenými“ oxidačními reakcemi, které jsou pro tento materiál nejméně energeticky náročné [2, 15].





$\text{PEDOT}^+$  je kladně nabitá molekula poly(3,4-ethylenedioxythiofenu),  
 $\text{PEDOT}^0$  je molekula s neutrálním nábojem poly(3,4-ethylenedioxythiofenu),  
 $\text{PSS}^-$  je záporně nabitá molekula polystyrenulfonátu sodného,  
 $\text{K}^{n+}$  je dopující n-mocný kationt injektovaný z elektrolytu,  
 $e^-$  je elektron v kanálu tranzistoru a  
 $n$  je stechiometrický koeficient, který udává kolik molekul spolu reaguje.

Tyto chemické reakce probíhající uvnitř tranzistoru přímo ovlivňují velikost proudu  $I_{DS}$  protékající kanálem [8]. Výsledné elektrické chování tranzistoru bývá znázorněno výstupními a převodními charakteristikami [15]. V těchto charakteristikách hrají roli tři faktory: proud  $I_{DS}$ , napětí  $U_{DS}$  mezi elektrodami S a D a řídicí napětí  $U_{GS}$  [2].



Obr. 7) Zobrazuje a) výstupní charakteristiky b) převodní charakteristiky pro dva modely chování OEET tranzistoru (převzato a upraveno z [2]).

## 1.5 Vlastnosti OECT tranzistorů

Nejdůležitějším parametrem, který nás u OECT tranzistoru zajímá je proud kanálem  $I_{DS}$  v závislosti na různé struktuře tranzistoru a jiných parametrech vyskytujících se v rovnici (4), dle lit. [2], která odkazuje na Bernardův model chování OECT tranzistoru. Výhodou této rovnice je jednoduchost. Nevýhodou je, že platí pouze v ustáleném stavu [14]. Další důležitý parametr je transkonduktance  $g_m$ , která se z této rovnice dá vyjádřit derivací (viz rovnice 5). Transkonduktance udává, jak moc se změní proud  $I_{DS}$  v závislosti na změně napětí  $U_{GS}$  [2]. To znamená, že zesílení tranzistoru je funkcí  $g_m$ .

$$I_{DS} = \left\{ \begin{array}{l} \mu C^* \frac{Wd}{L} \left( 1 - \frac{U_{GS} - \frac{1}{2} U_{DS}}{U_p} \right) U_{DS}, \text{ když } U_{DS} > U_{GS} - U_p \\ -\mu C^* \frac{Wd}{L} \frac{[U_{GS} - U_p]^2}{2U_p}, \text{ když } U_{DS} < U_{GS} - U_p \end{array} \right\}, \quad (4)$$

$$g_m = \left\{ \begin{array}{l} -\mu C^* \frac{Wd}{L} U_{DS}, \text{ když } U_{DS} > U_{GS} - U_p \\ \mu C^* \frac{Wd}{L} [U_{GS} - U_p] U_{DS}, \text{ když } U_{DS} < U_{GS} - U_p \end{array} \right\}, \quad (5)$$

kde  $I_{DS}$  je proud kanálem,

$\mu$  je pohyblivost děr,

$C^*$  je objemová kapacita,

$U_{GS}$  je hradlové napětí,

$U_{DS}$  je napětí mezi elektrodami drain a source,

$U_p$  je prahové napětí,

$W$  je šířka kanálu,

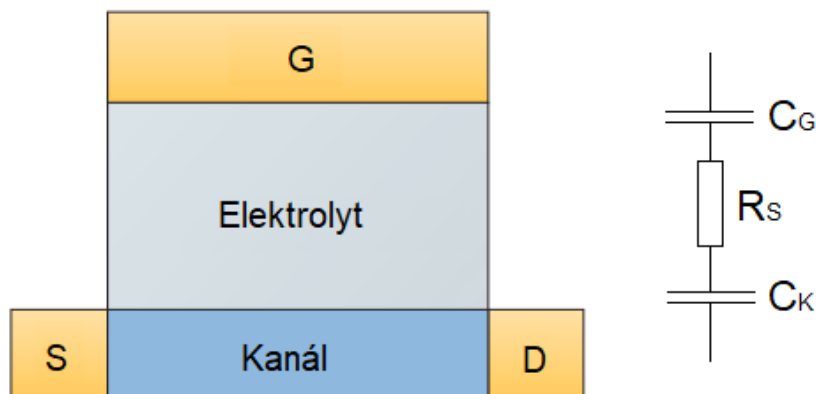
$d$  je výška kanálu,

$L$  je délka kanálu,

$g_m$  je transconductance.

Kromě těchto parametrů je důležitá časová odezva  $T_i$  výstupního proudu  $I_{DS}$  na skokové změně napětí  $U_{GS}$ .  $T_i$  je závislá na odporu  $R_S$  mezi hradlovou elektrodou a kanálem OECT tranzistoru spolu s kapacitou kanálu  $C_K$  (viz obr. 8). Zkoumáním bylo zjištěno, že časová odezva  $T_i$  je úměrná  $d\sqrt{WL}$  pro materiál PEDOT:PSS [2, 59, 60]. Zároveň se dá vyjádřit

úměra rychlosti časové odezvy pomocí rovnice (6), kde ekvivalentní kapacita  $C_{eq}$  je vyjádřena rovnicí (7).



Obr. 8) Znázornění kapacit  $C_G$ ,  $C_K$  a odporu  $R_S$  v OEET tranzistoru (převzato a upraveno z [2]).

$$u_{Ti} = \frac{1}{R_S C_{eq}}, \quad (6)$$

$$C_{eq} = \frac{1}{\frac{1}{C_G} + \frac{1}{C_K}}, \quad (7)$$

kde,  $u_{Ti}$  je úměrnost rychlosti časové odezvy OEET tranzistoru,

$R_S$  je odpor mezi kanálem a hradlovou elektrodou,

$C_{eq}$  je ekvivalentní kapacita,

$C_G$  je kapacita na rozhraní hradlové elektrody s elektrolytem,

$C_K$  je kapacita na rozhraní kanálu s elektrolytem.

Bernard a kol. [14], popsali jeden z nejjednodušší způsobů jak vypočítat  $I_{DS}$  v neustálených stavech. Využili k tomu již zmíněnou rovnici (8), kterou aproximovali dle rozdílu mezi vypočtenými hodnotami a naměřenými hodnotami v neustálených stavech (viz rovnice 4). Uvedená rovnice platí pouze pro proměnné  $U_{GS}$  při konstantním  $U_{DS}$ .

$$i_D(t) = I_{SS}(U_{GS}) + \Delta I_{SS} \left[ 1 - f \frac{T_e}{T_i} \right] \exp\left(-\frac{t}{T_i}\right), \quad (8)$$

$$T_e = \frac{L^2}{\mu U_{DS}}, \quad (9)$$

$$T_i = R_S C_K, \quad (10)$$

kde  $i_D(t)$  je proud elektrodou drain v čase  $t$ ,

$I_{SS}(U_{GS})$  je proud znázorněný rovnicí (4), při hradlovém napětí  $U_{GS}$ ,

$\Delta I_{SS}$  je rozdíl mezi počátečním a finálním proudem v ustáleném stavu,

$f$  je váhový faktor,

$T_e$  je čas elektrického přechodu v kanálu OECT tranzistoru,

$T_i$  je časová odezva změny proudu  $I_{DS}$  na změně napětí  $U_{GS}$ ,

$L$  je délka kanálu,

$U_{DS}$  je napětí mezi elektrodami source a drain,

$R_S$  je odpor mezi kanálem a hradlovou elektrodou,

$C_K$  je kapacita kanálu,

$t$  je čas.

Z uvedených rovnic, a především dvou časových konstant vyplývá, že tento model pracuje se dvěma oddělenými obvody. Jeden je reprezentací elektrického přenosu proudu v kanálu tranzistoru a druhý slouží k popisu rekombinace iontů, která ovlivňuje vodivost kanálu. To se projevuje zpožděním  $I_{DS}$  za  $U_{GS}$ . Poměrem těchto dvou časových konstant se můžeme přiblížit ideálnímu obdélníkovému průběhu proudu při skokové změně napětí  $U_{GS}$  [2].

Existuje mnoho dalších rovnic a modelů popisující chování tranzistoru OECT. Za zmínku stojí např. model vykazující vysokou shodu s naměřenými daty od Gentileho a kol. [21], nebo model od Szymanskiho a kol. [56], poukazující na důležitost dvou rozhraní elektrolytu v OECT tranzistoru. Podrobné rozepisování těchto modelů není předmětem této práce.

### 1.5.1 Vlastnosti OECT tranzistorů důležité pro snímače

Snímače realizované OECT tranzistory mají největší potenciál využití při snímání signálu z povrchu lidského těla či v různých částech lidského těla. Například při umístění na srdce či šedou kůru mozkovou subjektu [51, 52]. Z tohoto důvodu je velmi důležitá biokompatibilita OECT snímače. Ta je u OECT snímačů velmi dobrá ale dá se i zvýšit např. vhodnou povrchovou úpravou. Používají se k tomu materiály jako je PEDOT:PSS či PDMS, které jsou velmi biokompatibilní [61]. Díky této schopnosti nedojde ke kontaminaci subjektu ani ke znehodnocování součástky.

OECT tranzistory většinou snímají v biologických aplikacích velmi slabé signály. Proto je důležitá jejich vysoká transconductance  $g_m$ , což je veličina popisující, jak moc ovlivní změna hradlového napětí  $U_{GS}$  proud  $I_{DS}$  kanálem tranzistoru. Čím větší je  $g_m$ , tím víc tranzistor zesiluje [2]. S tím je spojen parametr odstup signálu od šumu  $SNR$ .  $SNR$  popisuje, v jakém poměru se v signálu vyskytuje šum. Udává se v decibelech a čím větší je tato hodnota, tím kvalitnější je sledovaný signál. Např. v publikaci [51] OECT snímač dosahoval hodnoty 52,7 dB.

### 1.5.2 Vlastnosti OECT tranzistorů v logických a jiných obvodech

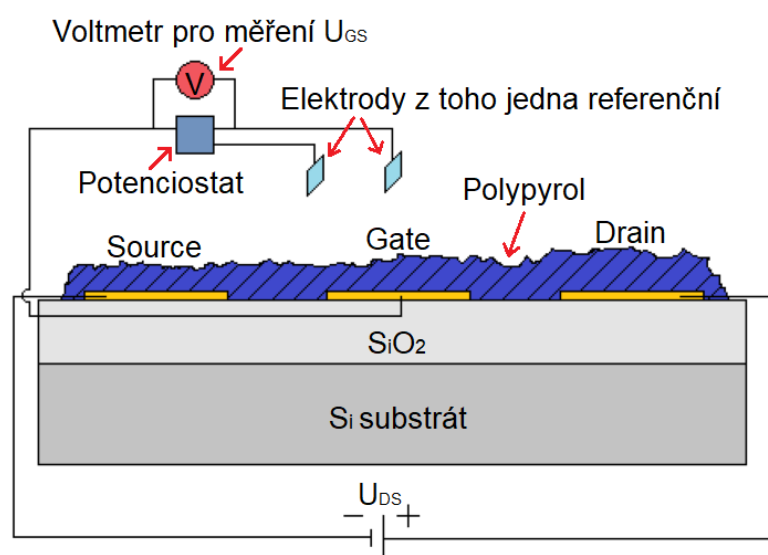
Největším problémem při použití OECT tranzistorů jako logických obvodů je nesouměrnost vzestupné a sestupné hrany při spínání a vypínání OECT tranzistoru způsobené redoxní frontou. Tento problém je řešen např. v práci [8]. Z důvodu vysoké rozdílnosti získaných dat v přílohách uvádím tabulku, která je souhrnem získaných parametrů pro různé strukturální uspořádání a různou volbu materiálů z různých publikací.

## 2 Současný stav a vývoj OECT

V této kapitole budou nejprve dokumentovány první pokusy o sestavení OECT tranzistorů. Budou uvedeny jejich parametry z let 1984-1985, a stručně popsán způsob jejich výroby. Dále budou stručně vypsány nejvyužívanější technologie jejich výroby v současnosti. Na tuto kapitolu naváže kapitola Aplikace OECT tranzistorů, kde je doloženo různé použití OECT tranzistorů v současnosti.

### 2.1 První OECT tranzistor a jeho technologie výroby

První práce zabývající se OECT tranzistory je od H. White a kol. [11] z roku 1984 a byla publikována v časopise Journal of the American Chemical Society. V této práci vytvořili funkční organický tranzistor, a tím otevřeli cestu dalšímu vědeckému zkoumání. Později téhož roku bylo v jiné práci tohoto autorského kolektivu zkoumáno pole elektrod v kombinaci s různými organickými látkami [13]. Na tyto práce navázali další autoři, kteří začali zkoumat vliv různých organických materiálů na funkci organického tranzistoru. Např. šlo o práci E. Paula a kol. [40] z roku 1985.



Obr. 9) Struktura jednoho z prvních OECT s reprezentací obvodových prvků (převzato a upraveno z [11]).

Obecnou strukturu jednoho z prvních organických tranzistorů lze vidět na obr. (9). Tranzistor byl vytvořen na křemíkovém substrátu o výšce 0,3 mm na němž byla vytvořena vrstva SiO<sub>2</sub> o tloušťce 0,45 μm. Zde byly umístěny tři zlaté elektrody S, D a G. Každá

elektroda byla 3  $\mu\text{m}$  široká, 140  $\mu\text{m}$  dlouhá, 0,12  $\mu\text{m}$  vysoká. Elektrody byly od sebe ve vzdálenosti 1,4  $\mu\text{m}$  a byly pokryty vrstvou polypropylenu. Takto vytvořený tranzistor dokázal pracovat s napětím  $U_{DS}$  v rozsahu 0 až 0,2 V při změně napětí  $U_{GS}$  od -0,2 do 0,6 V. Proud  $I_{DS}$  mohl být takto modulován od 0 do 35  $\mu\text{A}$  [11].

Dostačující popis výroby odpovídající 80. létům poskytuje publikace [13], kde byl tranzistor vytvořen pomocí fotolitografie. Autoři nejprve navrhli a vytvořili masku pro osvit v programu HPEDIT na grafickém terminálu DEC-20. Vzniklý design byl přeložen do Clatch Intermediate Formátu a nakonec v jiném formátu zapsán na magnetickou pásku. Pomocí této pásky a generátoru vzorů Gyrex Model 1005A byla vytvořena maska za použití ultratenké skleněné emulze.

Elektrody byly vytvořeny na křemíkovém substrátu (destičkách). Každá destička byla nejprve vyčištěna, leptána, znovu vyčištěna a nakonec osušena. Po osušení byly destičky okamžitě vloženy do oxidační pece, kde na nich byla vytvořena vrstva oxidu za pomoci suchého a mokrého žíhání. Takto upravené destičky byly připraveny pro následující úpravy probíhající při fotolitografii. Jednou z těchto úprav bylo nanesení hexamethyldisiazenu o určité tloušťce, která byla zajištěna centrifugací. Po tomto kroku byl nanesen pozitivní fotorezist, který byl také vložen do centrifugy kvůli rovnoměrnému rozlití a následně byly destičky tepelně zpracovány. U takto upravených destiček mohlo dojít k překrytí maskou a osvětlení, při kterém se maska zmenšila o jednu pětinu ze své původní velikosti [13].

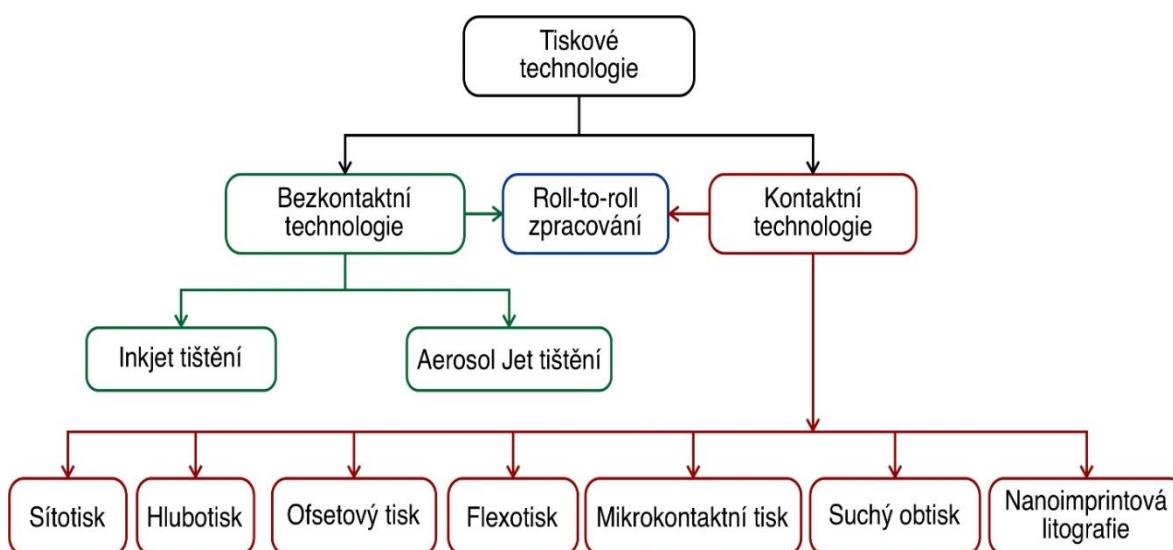
Po tomto kroku byla nanesená naprašováním vrstva Cr/Au, kde chrom sloužil jako adhezivní vrstva pro zlato. Tato vrstva přicházela do styku s oxidovaným křemíkem pouze v místech, kde měly být formovány elektrody, vodiče a kontaktní plošky. V ostatních případech byla vrstva Cr/Au nanesená na fotorezist, který byl později i s touto vrstvou odstraněn. Vzniklá struktura byla očištěna od zbytků kovových nečistot. Následovalo kontaktování drátků a nanesení polypyrolu např. nakápnutím na elektrody. Měření vzniklého tranzistoru probíhalo v interní atmosféře dusíku nebo argonu, kde zvládal správně pracovat po dobu několika dní [13].

Ze stručného technologického popisu vyplývá, že takto vytvořená součástka se nedala komerčně využít. Avšak autoři výše zmíněných prací si už v 80. letech byli dobře vědomi velkého potenciálu využití těchto organických součástí v oblasti biosenzoriky [11, 40].

## 2.2 Nejpoužívanější technologie výroby v současné době

Organická elektronika, a tedy i tranzistory OECT mají velký komerční potenciál a využitelnost díky dnešním technologiím výroby elektronických součástek. Především se jedná o tiskové výrobní technologie, které se poměrně snadno dají upravit pro průmyslovou výrobu [10, 62, 63]. Díky relativně jednoduché výrobě se dá vyrobit velké množství součástek, a tím pádem se jednotlivé produkty dají prodávat za velmi nízkou cenu. Navíc se těmito technologiemi dá vyrábět flexibilní elektronika, čímž je velmi rozšířena oblast využití elektroniky [10, 62].

Mezi nejvyužívanější technologie schopné „masové“ výroby patří např. sítotisk a hlubotisk. Avšak pro rychlé vytváření prototypů tyto technologie nejsou nejvhodnější. Z toho důvodu se často využívají technologie, pro které může být nová součástka rychle navržena v CAD (Computer Aided Design) systému, a rychle vytvořena. Do této kategorie patří např. Aerosol Jet, Inkjet, anebo 3D tisk [10, 37, 63].

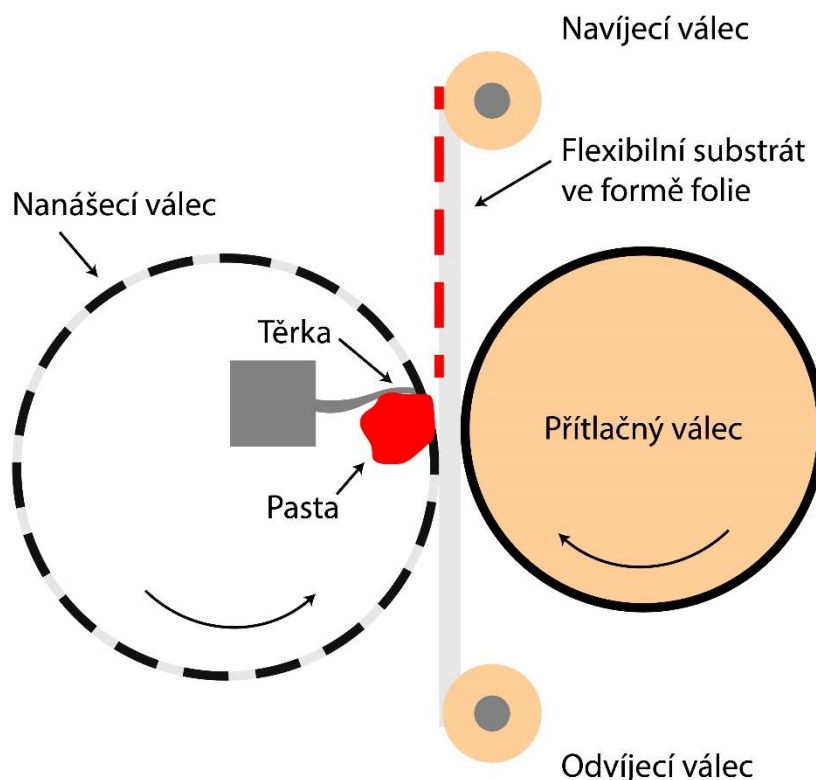


Obr. 10) Rozdělení tiskařských technologií výroby (převzato a upraveno z [10]).



## 2.2.1 Sítotisk

Jedná se o jednu z nejrozšířenějších tiskařských technologií. Rozlišujeme konvenční sítotisk a rotační sítotisk [10]. Pro masovou výrobu elektrických součástek je vhodný rotační sítotisk [37]. Ve své podstatě jde o nanášení pasty různých vlastností na substrát. Pro vytvoření požadovaného motivu na substrátu se u konvenčního sítotisku používá síto, kde je předem vytvořen požadovaný motiv. Přes toto síto s motivem protlačujeme pomocí stěrky pastu na substrát, kde vznikne motiv, který byl sítem propuštěn [10]. U rotačního sítotisku je síto nahrazeno válcem s již vytvořeným motivem (viz obr. 11). Díky rotaci válce je pomocí stěrky protlačována pasta na substrát z vnitřku válce ven. Takto provedený sítotisk se dobře implementuje do průmyslové výroby, kde se nachází více válců s různými maskami. Substrát projde přes všechny válce, kde každý válec nanese vrstvu materiálů s jinými vlastnostmi. Aby takto bylo možné vytvořit kontinuální výrobní linku, jsou do ní vloženy mezioperace, které slouží např. k čištění povrchu, vytvrzování nebo k sušení nanesené vrstvy [10, 37, 63].

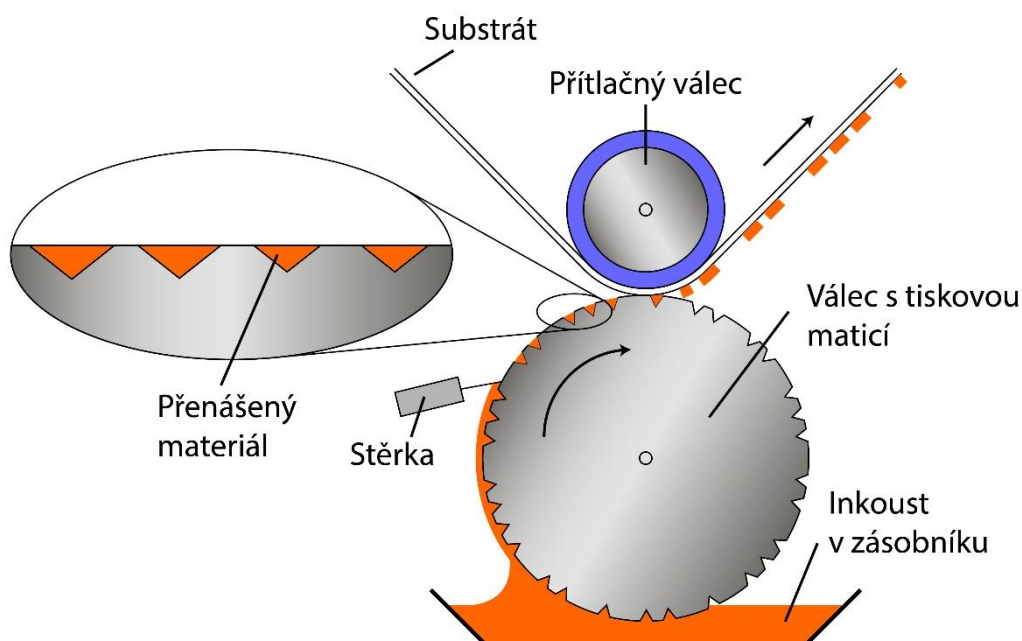


Obr. 11) Princip rotačního sítotisku (převzato a upraveno z [10]).

Z výše zmíněného popisu vyplývá, že jde o kontaktní technologie, které s sebou nesou jisté nevýhody v podobě možnosti poškození substrátu či kontaminace pasty [10]. Další nevýhodou sítotisku je obtížná změna motivů, a to především v již zavedené průmyslové lince s rotačním sítotiskem, nebo náročné čištění válce. Výhodou je vysoká výrobní rychlost, malé náklady při masové výrobě či snadná optimalizace výrobní linky, protože ta se skládá z opakovaných výrobních kroků [10, 37, 63].

### 2.2.2 Hlubotisk

Jedná se o obdobu sítotisku, avšak nanášený materiál není protlačován maskou. Místo toho je potřebný vzor vyhlouben v nanášecí desce či válci. K tomu se využívá např. leptání přes fotorezist, elektromechanické gravírování či laserové gravírování [10], [64]. Do prohlubní je umístěn funkční materiál a zbytek nanášecího mechanismu je očištěn stěrkou. Po tomto kroku může být funkční materiál přenesen na substrát. Pro průmyslovou výrobu je vhodnější rotační hlubotisk (viz obr. 12) [37].



Obr. 12) Princip hlubotisku (převzato a upraveno z [37]).

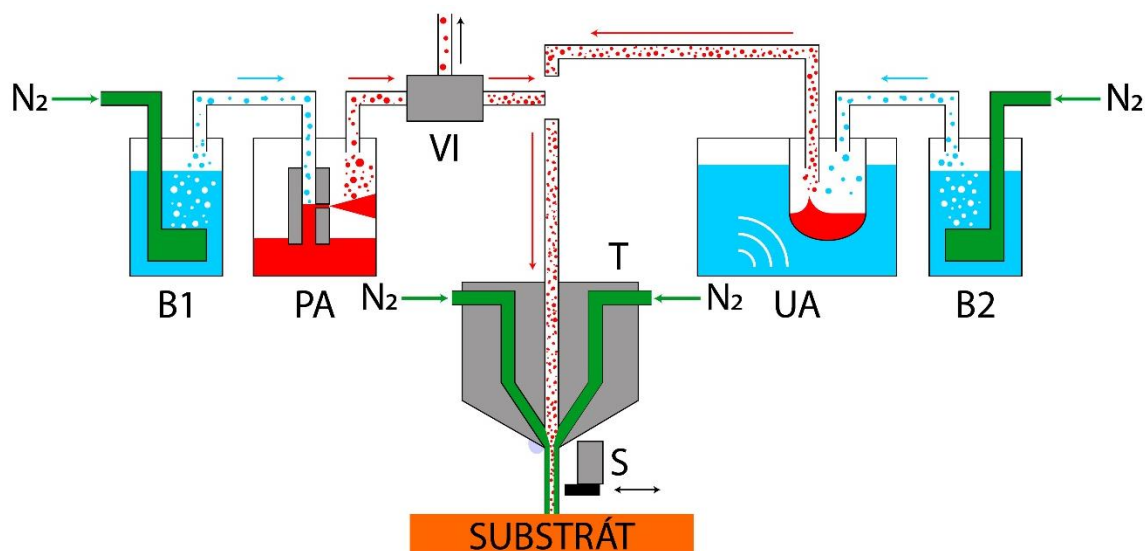
Na obrázku je znázorněna rotační forma hlubotisku, která je v dnešní době nejvyužívanější. Při tomto zpracování je nejprve nanesen inkoust ze zásobníku na rotující nanášecí válec. Následně je stěrkou odstraněna přebytečná vrstva inkoustu vyskytující se mimo nanášecí matici, a poté je inkoust umístěn na substrát s pomocí přítlačného válce.

Taktěž jde o kontaktní technologii výroby, z čehož vyplývají nevýhody s tím spojené. Nevýhodou hlubotisku je i nutnost nižší viskozity nanášené látky a náročné zpracování nanášecí matrice [10]. Výhodou je vysoká životnost nanášecího válce. Oproti sítotisku se dá obecně konstatovat, že hlubotisk má lepší rozlišení tisku, menší tloušťku vrstev, avšak pomalejší rychlost tisku [10, 37].

### 2.2.3 Aerosol Jet

Tato technologie se na rozdíl od sítotisku a hlubotisku řadí mezi bezkontaktní technologie výroby. Díky tomu odpadají problémy jako je možné poškození substrátu či kontaminace nanášené pasty vznikajícími nečistotami [10].

Zařízení se skládá ze čtyř hlavních částí. Atomizéru, který dělíme na pneumatický (PA) a ultrazvukový (UA), bubblerů (B), virtuálního impaktoru (VI) a depoziční hlavy (viz obr. 13). Jako první se v bubblerech nechává probublávat rozpouštěcí látka (alkohol, voda a další) dusíkem, čímž vznikne pára rozpouštědla, která putuje do atomizéru. V atomizéru vzniká aerosol rozpouštědla a funkčního inkoustu, který putuje do virtual impactoru. Zde je odstraněn přebytečný dusík, a ven vychází homogenní aerosol vhodný pro nanášení depoziční hlavou. Depoziční hlava soustředí aerosol na substrát, a to za pomoci proudu dusíku a stínítka, které může vzniklý proud v případě potřeby rychle přerušit.



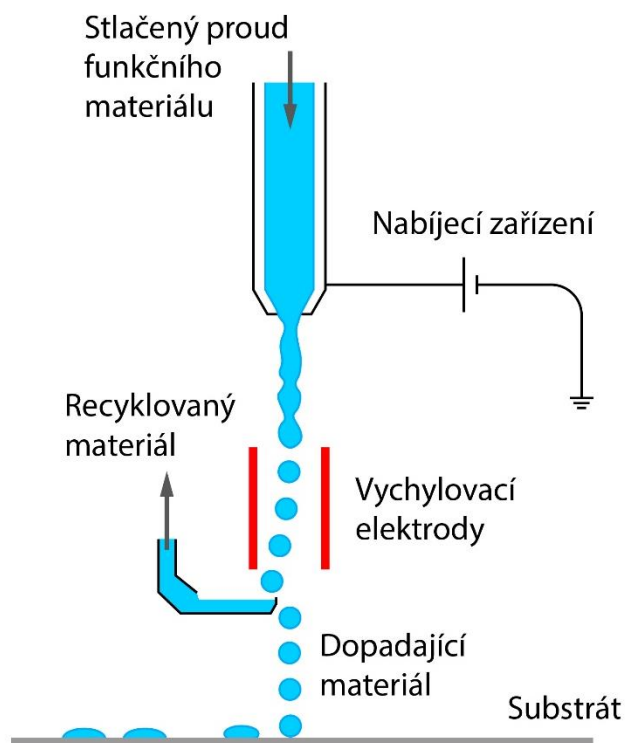
Obr. 13) Princip Aerosol Jet výrobní technologie (převzato a upraveno z [65]).

Atomizér dělíme podle vzniku aerosolu. Pneumatický atomizér vytváří aerosol rozbíjením inkoustu (s vyšší viskozitou 1-1000 mPa·s) o stěnu nádoby, a je používán pro

nanášení tlustších vzorů. Ultrazvukový atomizér vytváří z inkoustu (s nižší viskozitou 1-5 mPa·s) aerosol ultrazvukem, a je používán pro nanášení přesnějších vzorů. Z toho vyplývá první výhoda této technologie, kterou je velký rozsah viskozit použitého materiálu a vysoké rozlišení. Do dalších výhod např. patří rychlá realizace prototypů a možnost tisku na zakřivený substrát. Nevýhodou je pomalá rychlost tisku oproti ostatním metodám [10, 37, 64, 65].

#### 2.2.4 Inkjet

Jedná se o bezkontaktní tiskovou technologii, která pomocí trysky vysokou rychlostí nanáší funkční materiál na pohybující se substrát (viz obr. 14). Uvnitř trysky nebo za ní jsou kapičky nabity na určitou velikost náboje, díky které mohou být kapičky přesně směřovány na substrát. To je realizováno vychylujícími elektrodami umístěnými mezi substrátem a tryskou. Na vychylovacích elektrodách je vytvořen elektrický náboj, který přitahuje kapičky k jedné, či druhé elektrodě a tím je měněna jejich trajektorie letu. Za vychylujícími tryskami se nachází stavítko, které může omezit množství dopadajícího materiálu, avšak ve většině případů neslouží k přerušovanému tisku [30, 64].



Obr. 14) Princip Inkjet výrobní technologie (převzato a upraveno z [66]).

Inkjet technologii můžeme rozdělit na dva druhy: 1) kontinuální (CIJ), který je ve své podstatě popsán výše, anebo 2) tzv. Drop on Demand (DOD). Rozdíl je v tom, že u DOD inkjetu určujeme, kdy bude na substrát inkoust dopadat na rozdíl od kontinuálního tisku, kdy inkoust dopadá po celou dobu tisku. K tomuto účelu se používají tzv. aktuátory, které řídí požadované množství dopadajícího inkoustu [64]. Dalším rozdílem je šířka tisknutých motivů. DOD inkjet je vhodný pro přesnější a jemnější motivy, zatímco kontinuální inkjet je vhodný pro hrubší motivy [37].

Výhody této metody jsou podobné jako u aerosol technologie, od které se odlišuje např. vyšší rychlostí tisku a jen malým rozdílem v rozlišení motivů. Nevýhodou je riziko ucpání trysky, neboť touto metodou se mohou tisknout materiály jen poměrně malých viskozit (1–50 mPa·s) [10, 37].

Přehled parametrů výše zmíněných technologií uvádím v tabulce (1). Každá technologie výroby je vhodná pro jiné aplikace. Musí se brát v úvahu především to, co chceme vyrábět a kde tento výrobek budeme využívat. Z těchto předpokladů můžeme vyjít při určování požadavků na technologie výroby. Mezi nejdůležitější požadavky patří cena výrobku, kvalita výrobku, dostupnost výrobní technologie či rychlost tisku.

Tab. 1) Znárodnění parametrů výše zmíněných technologií (převzato a upraveno z [37]).

| Technologie výroby                | sítotisk                          | hlubotisk | inkjet         | aerosol jet           |
|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------|----------------|-----------------------|
| rychlost tisku [m/s]              | 0,1-0,5                           | 0,5-15    | $10^{-2}$ - 10 | $10^{-3}$ - $10^{-2}$ |
| tloušťka vrstvy [ $\mu\text{m}$ ] | 10                                | 1         | <1             | 1                     |
| rozlišení tisku [ $\mu\text{m}$ ] | 40 - 100                          | 20 - 40   | 20 - 100       | 10 - 50               |
| rozsah viskozit [mPa·s]           | $3 \times 10^3$ - $2 \times 10^4$ | 50-200    | <1-50          | <1- $2 \times 10^3$   |
| plýtvání materiálem               | ano                               | ano       | ne             | ano                   |
| roll-to-roll kompatibilita        | ano                               | ano       | částečně       | ano                   |

### 3 Aplikace OECT

V této části práce jsou představeny různé aplikace OECT tranzistorů. Byly zde vybrány práce autorů, kde bylo dosaženo lepších parametrů snímacích zařízení, byly využity nové přístupy či zdokonaleny přístupy staré. Nejprve zde budou zmíněny OECT tranzistory použité jako různé biologické snímače. Menší prostor bude věnován OECT tranzistorům použitým pro tvorbu logický obvodů z důvodu menší využitelnosti oproti konvenčním tranzistorům v současné době. V příloze jsem vytvořil tabulku obsahující ucelený přehled možných aplikací pro OECT tranzistor s odkazy na literaturu zabývající se těmito aplikacemi.

#### 3.1 Elektrofyziologické senzory

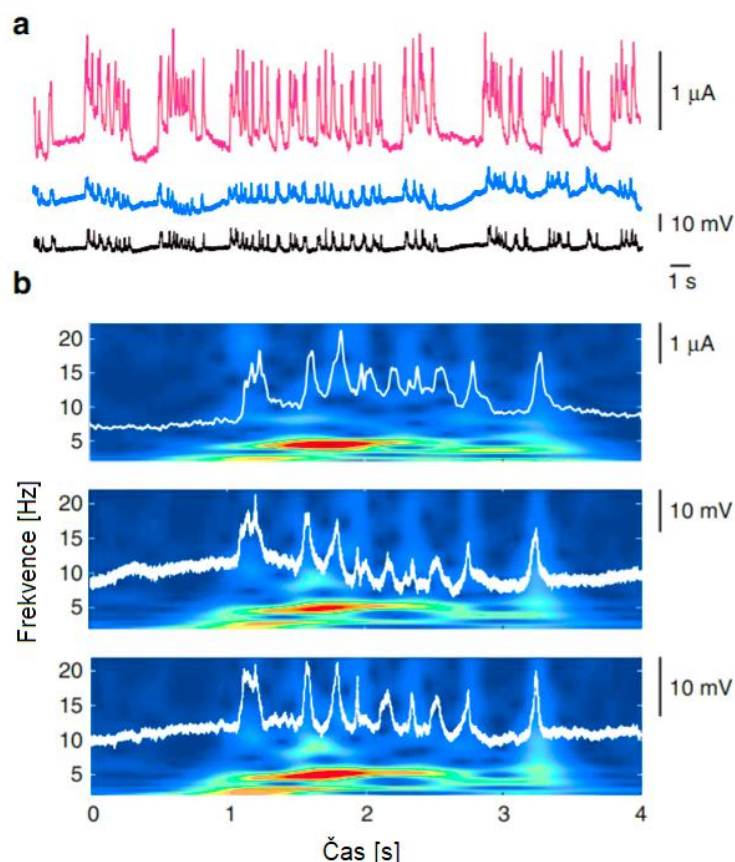
U těchto druhů senzorů se dá obecně říct, že by měly být schopné vyhodnotit signály, které neodpovídají běžně vykazovaným hodnotám. U srdeční činnosti jde např. o arytmií, nebo u procesů probíhajících v mozku se snímají elektrické signály vyvolané vnějšími vlivy, které se porovnávají se vzorky signálů ze zdravých jedinců (subjektů) [51, 52]. V této oblasti je očekáváno vysoké využití snímačů založených na OECT tranzistorech, a to především pro jejich schopnost zesilovat iontové/elektrické signály s velkým odstupem signálu od šumu [1].

##### 3.1.1 Senzory mozkové aktivity

Senzory mozkové aktivity (EEG) můžeme rozdělit na dvě kategorie. První kategorie snímá elektrické signály generované pohybem iontů pomocí velkého množství elektrod z povrchu hlavy testovaného subjektu. Ve druhém případě jde o invazivní snímání signálů pomocí implantátů nebo penetračních elektrod [51]. Penetrační způsob snímání je z hlediska získávaných signálů efektivnější, ale vyskytují se zde patologická rizika. Dalším nevýhodou tohoto přístupu jsou vysoké nároky na technologii výroby, kvalitu výrobku a tím pádem i na finální cenu snímacího zařízení [51, 67].

Senzory OECT díky svým vlastnostem zmíněných v kapitole 1.5 a především parametru poměr signál:šum dokážou kvalitou získávaných signálů konkurovat penetračním snímačům založených na jiných technologiích (viz obr. 15) [51]. Navíc se dají přizpůsobit potřebám

snímání konkrétních signálů, a to především tloušťkou kanálu mezi elektrodou source a drain [2, 68].



Obr. 15) Porovnání snímaných signálů získaných z OECT snímače se snímáním z Ir-penetrační elektrody. a) růžový signál je proud z povrchového OECT snímače, černý signál je napětí z penetračního snímání a modrý signál je napětí snímané OECT snímačem. b) Záznam frekvence na čase pro snímače OECT a penetrační snímače při epileptiformní aktivitě. Nahoře je záznam signálu proudu pomocí OECT snímače. Ve středu je záznam signálu napětí z povrchové elektrody OECT snímače a dole je záznam z napětového signálu z penetrační elektrody (převzato a upraveno z [51]).

V práci Khodagholyho a kol. [51] byl poprvé vytvořen OECT snímač, který dokázal snímat elektrické signály přímo z povrchu mozku (šedé kůry mozkové). Takto umístěný snímač vykazoval mnohem lepší výsledky oproti snímačům umístěným na povrchu hlavy subjektu a dosáhl podobných výsledků jako snímače s konvenčními penetračními elektrodami.

OECT snímače byly vytvořeny z těchto materiálů: elektrolyt (KCl), substrát (parylen) o tloušťce 2  $\mu\text{m}$ , elektrody (Au) o tloušťce 100 nm a kanálu realizovaného pomocí PEDOT:PSS o tloušťce 200 nm. Celková tloušťka jednoho tranzistoru byla přibližně 4  $\mu\text{m}$ . Měřicí zařízení se skládalo ze 17 OECT tranzistorů, které mělo dohromady délku kanálů rovnou 6  $\mu\text{m}$  a šířku kanálu rovnou 15  $\mu\text{m}$ . Dále zařízení obsahovalo pole elektrod o

celkových rozměrech  $12 \times 12 \mu\text{m}^2$ . Pro biokompatibilitu bylo toto pole spojů pokryto vrstvou PEDOT:PSS, nebo vrstvou parylenu.

Při konfiguraci napětí  $U_{GS} = 0,3 \text{ V}$  a  $U_{DS} = -0,4 \text{ V}$  vykazoval senzor při malých oscilacích napětí ( $50 \text{ mV}$ ) na elektrodě gate způsobené činností mozku výstupní proud  $I_{DS}$  oscilující okolo  $37 \mu\text{A}$ . Při měření byl taktéž vypočítán poměr signálu ku šumu z maxim a minim výstupního proudu. Tento parametr dosahoval hodnoty až  $52,7 \text{ dB}$  při frekvencích v rozsahu od  $0$  do  $200 \text{ Hz}$ . Právě tento parametr je největší výhodou OECT snímače. Ten zesiluje pouze měřený signál bez šumu. Šum se však vyskytuje u konvenčních snímačů. Nechtěný šum je vyvolán u konvenčních snímačů zesilováním signálu mimo senzor, čímž dochází k zavedení a zesílení šumu. V této práci byly překonány vlastnosti OFET tranzistorů použitých pro danou aplikaci OECT senzory [51].

### 3.1.2 Senzory srdeční činnosti

Srdeční činnost bývá popisována elektrokardiogramy (EKG). EKG je závislost napětí na čase a realizuje se pomocí zařízení schopných zachytit a zpracovat signály tohoto charakteru, nebo jiné veličiny (např.: impedance  $Z$ ) a převést je na signál napětí. Toto je velmi slibná aplikace pro OECT tranzistory, a to pro jejich schopnost flexibility [15].

V práci autorů Lee a kol. [52] z roku 2018 bylo použito pole sestavené z mnoha elektrod (MEAs) k detekci pozice aktivních a neaktivních buněk, spojení mezi neurony a k detekci kardiovaskulárních nemocí. Jednalo se o pole  $4 \times 4$  se čtyřmi OECT tranzistory. Elektrody byly rozmístěny po  $3 \text{ mm}$ . Kanál byl tvořen typickým materiálem PEDOT:PSS o šířce a výšce  $10 \mu\text{m}$ . Všechny tranzistory byly umístěny na substrátu z parylenu, a to ve struktuře medové plástve. Celý OECT tranzistor byl pokryt vrstvou poly(3-methoxypropyl acrylate) = (PMC3A). Při vyšší šířce vrstvy PMC3A než  $80 \text{ nm}$  byla zajištěna biokompatibilita s krví.

Takto upravený senzor byl schopný pracovat na povrchu těla, i jako implantát připevněný přímo na srdce subjektu. Pokusy proběhly na živých laboratorních krysách a bylo zjištěno, že senzor dokáže správně vyhodnocovat data i při krvácení subjektu. Při umístění senzoru v takovýchto podmínkách bylo zjištěno, že senzor dokáže nepřetržitě měřit po dobu jedné hodiny a až po této době začíná vykazovat nepřesné hodnoty [52].



Problémem při měření elektrokardiogramů s využitím OECT tranzistorů je nízká frekvence snímání při dostatečné citlivosti zařízení. Frekvence se sice dá ovlivnit tloušťkou kanálu, ale proti tomu stojí citlivost snímání v podobě transkonduktance kanálu  $g_m$  [2]. Čím je tenčí kanál tím je větší  $g_m$  (citlivost), ale zároveň je menší frekvence snímání [2, 52].

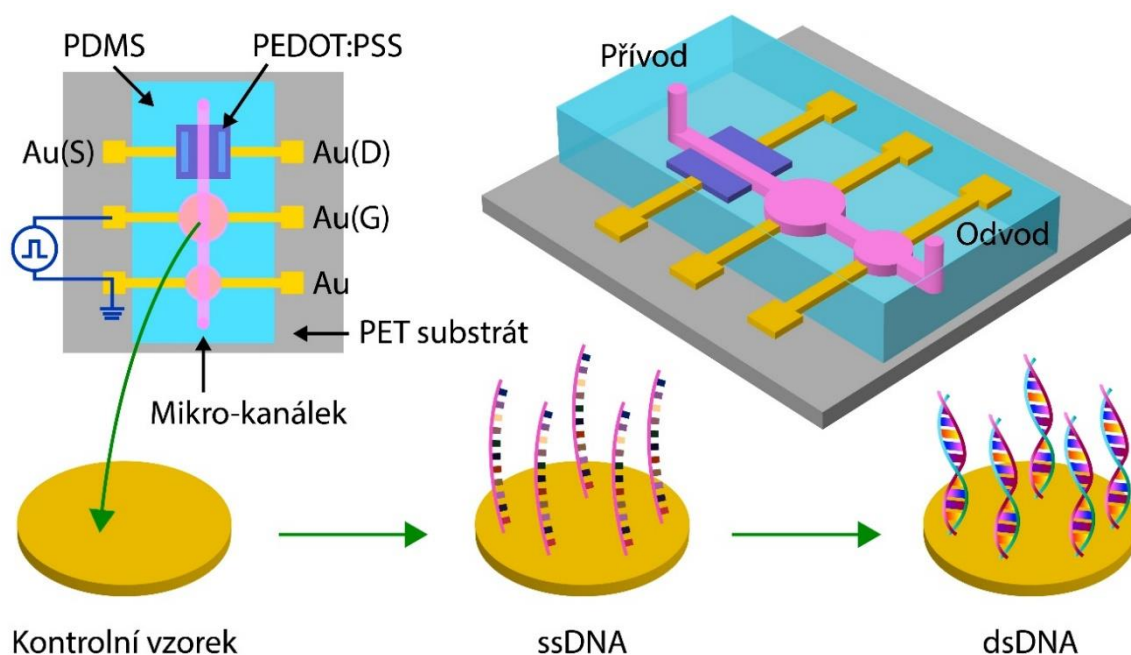
## 3.2 Senzory virů a bakterií

V dnešní době je naše konzumní společnost závislá na globalizaci a decentralizaci. Tento způsob fungování společnosti nám přináší spoustu výhod jako např.: levnější výrobu výrobků, velkou variabilitu produktů a potravin. Čehož bychom nemohli dosáhnout v centralizované a lokální produkci. Bohužel má i mnoho nevýhod. Jednou z těchto nevýhod je i přenášení bakteriálních a virových onemocnění na velkou vzdálenost [15, 61]. Abychom tuto nevýhodu mohli eliminovat, musíme mít rychlý, levný a efektivní způsob ke zjišťování přítomnosti patogenů. K tomu by mohly být využity snímače založené na OECT tranzistorech [61].

### 3.2.1 Senzory virů

Zatímco u senzorů EEG a EKG založených na OECT tranzistorech je očekáváno největší využití z dlouhodobého hlediska, v publikaci Tran a kol. [61] je prezentována možná aplikace OECT technologie ke zjištění přítomnosti koronaviru s těžkým a akutním respiračním syndromem (SARS-CoV-2). V tomto případě by se mohlo jednat o krátkodobé, ale masivní využití tohoto senzoru.

Materiálová konfigurace pro tento senzor se skládá z Au elektrod S, D a G. Kanál je tvořen materiálem PEDOT:PSS, který je spojen pomocí mikro kanálku s elektrodou G. Mikro kanálek tvoří vstup a výstup pro snímání zvoleného subjektu, protože celé zařízení je umístěno v poly(dimethylsiloxane) = (PDMS). PDMS zajišťuje biokompatibilitu zařízení [69]. Tento celek je vytvořen na PET substrátu zajišťující flexibilitu (viz obr. 16). Zařízení je založeno na principu snímání změn v DNA [70]. V literatuře [61] se uvádí rozlišovací schopnost tohoto zařízení 1 nM, což je velmi nízká koncentrace navázaných proteinů.



Obr. 16) Znárodnění snímače realizovaného OECT tranzistorem pro detekci viru SARS-CoV-2 (převzato a upraveno z [61]).

V publikaci od Hai a kol. [46] je uvedena možnost detekce chřipkového A viru (H1N1), který každoročně usmrtí okolo 250 – 500 tisíc lidí [71]. Navázáním proteinů z obalu viru na kanál z pufru (elektrolytu) se ovlivní vodivost kanálu. To se projeví na proudu  $I_{DS}$ , jehož změna indikuje přítomnost viru [46].

Gate senzoru byl vyroben z materiálu Ag/AgCl, elektrody drain a source byly vyrobeny a speciálně upraveny z PEDOTu, což popisuje publikace [72]. Elektrolyt tranzistoru byl vytvořen z Dulbeccova fosfátového pufovaného fyziologického roztoku (DPBS). Nejdůležitější částí tohoto senzoru je kanál o šířce 25 800  $\mu\text{m}$  a délce 5  $\mu\text{m}$ . Kanál byl vyroben z materiálu PEDOT:PSS, na který byl nanesen 3,4-ethylendioxythiofen (EDOT) a jeho adukt nanesený na oxylaminátové skupině (EDOTOA), čímž vznikl materiál pro kanál poly(EDOTOA-co-EDOT)/PEDOT:PSS [72]. Na takto upravený kanál se teprve mohly vázat proteiny chřipkového A viru, a ovlivňovat jeho vodivost z pufru o pH koncentraci 7,4 při 25  $^{\circ}\text{C}$  [46].

Měření bylo prováděno při  $U_{GS} = 0 \text{ V}$  a  $U_{DS} = -0,1 \text{ V}$ , kdy byla naměřena největší transkonduktance  $g_m = 1,8 \text{ mS}$  a proud osciloval okolo  $-0,603 \mu\text{A}$ . Vzorky viru byly přidávány do pufru po deseti minutách. Tímto způsobem byla určena minimální koncentrace

viru v pufru, kterou senzor dokázal rozpoznat (0,025 HAU). HAU bylo dle této práce definováno jako třínásobek hodnoty směrodatné odchylky na modifikovaném povrchu kanálu při průchodu signálu [46].

Konvenční testy pro rychlé použití vykazují o dva řády lepší citlivost na chřipkový A vir než OECT senzory [73]. OECT senzor vykazuje stejnou senzibilitu na tento virus jako např. kolorimetrické senzory [74], elektronické OFET senzory [75], nebo potenciometrické senzory [72].

### 3.2.2 Senzory bakterií

Ve studii provedené Pitsalidisem a kol. [53] v roce 2018 je popsán způsob detekce bakterií pomocí rozlišení buněčné membrány bakterií u savců. K tomu byl speciálně upraven OECT, který jako jedno z mála zařízení dokáže zesilovat signály iontů, které převádí na elektrický proud [1, 2]. Výpovědní hodnotu však v tomto zařízení měla změna permeabilního faktoru ( $p$ ) na rozhraní elektrolytu a bakteriálních membrán (viz. rovnice 11) [53].

$$p = \frac{\frac{I_{mol}}{I_{lipid}} - 1}{\frac{I_{oect}}{I_{lipid}} - 1}, \quad (11)$$

kde  $p$  je permeabilní faktor,

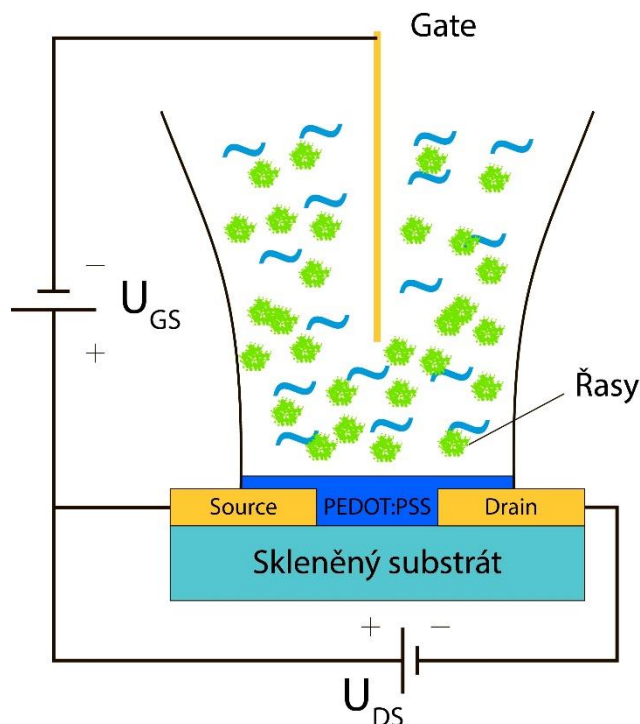
$I_{lipid}$  je saturovaný proud s buněčnou membránou v elektrolytu,

$I_{mol}$  je saturovaný proud s danou molekulou,

$I_{oect}$  je saturovaný proud bez membrány v elektrolytu.

Tranzistor byl vytvořen na skleněném substrátu. Elektrody byly vyrobeny z Au, kromě elektrody gate, která byla vyrobena z Pt nebo z Ag/AgCl. Kanál byl tvořen z poly(3-hexylthiophene-2,5-diyl) = P3HT na kterém byl umístěn elektrolyt TBA-PF6. Elektrolyt byl v kontaktu s bakteriální membránou ve vodě, kde byla umístěna i elektroda G. Měření bylo provedeno při  $U_{DS} = -0,6$  V a přiváděných napěťových impulzech  $U_{GS} = -0,3$  V. Impulzy byly přiváděny po 5 sekundách (s) a šířka impulzu byla také 5 s. Vykazujícím faktorem, jak již bylo řečeno, byl permeabilní faktor. Bylo definováno, že pokud je  $p = 0$ , ve vzorku se nachází

hledaná bakterie. Pro  $p = 1$  tranzistor vykazuje svou normální funkci což znamená, že je vzorek bez přítomnosti bakterie [53].



Obr. 17) Znárodnění snímače mořských řas realizovaného OEET tranzistorem (převzato a upraveno z [76]).

Jako poslední senzor pro snímání bakterií uvádím práci, která popisuje první úspěšné vytvoření senzoru snímajícího přítomnost mořských rozsivek [76]. Senzor testoval přítomnost dvou druhů mořských řas. Pro jednoduchost uvedu pouze výsledky z měření jedné řasy, neboť šlo o výsledky sice odlišné, ale vždy s výpovědní hodnotou.

Mořské řasy jsou prvními organismy přichytávající se na povrchy lodí. Ty vytvoří adhezivní povrch, na který se snadno přichytávají další organismy. Toto vyústí v problémy spojené se spotřebou energie, údržbou a korozí lodí [77]. Například spotřeba lodí může stoupnout o 18 % a rychlost může klesnout až o 20 % z původní rychlosti [78].

V experimentu [76] byl použit OEET s elektrodami D a S vyrobenými z Cr/Au. Kanál byl tvořen dobře známým polymerem PEDOT:PSS o šířce 6 mm a délce 0,2 mm. Elektrolyt byl zastoupen deionizovanou mořskou vodou v rezervoáru ze silikonové trubičky o průměru 2 cm. V trubičce byla umístěna elektroda G ze zlata a vše bylo umístěno na skleněném substrátu (viz obr. 17).

Měřen byl proud  $I_{DS}$  v závislosti na napětí  $U_G$  s konstantním napětím  $U_{DS} = -0,1$  V. S rostoucím napětím  $U_G$  se kanál uzavíral, tedy klesal procházející proud. Napětí  $U_G$  dosáhlo maximální hodnoty 60 mV po 10 hodinách od vstříku řasy *Navicula* s koncentrací  $10^3$  buněk na mililitr. Avšak OECT senzor dokáže detekovat koncentrace okolo 100 buněk na ml. Senzor bylo možné použít vícekrát, a to díky UV ošetření před každým měřením. OECT v tomto případě vykázal nadměrnou biokompatibilitu a stabilitu po dobu až 6 dní [76].

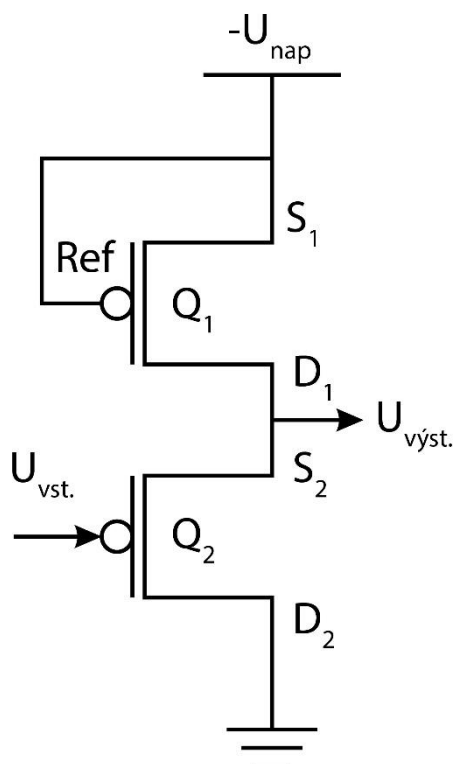
### 3.3 Senzory iontů

Na začátku výzkumu OECT tranzistorů, tj. kolem roku 1984 [11], byl předpokládán obrovský potenciál v aplikacích zabývajících se snímáním iontů, a to vzhledem k vlastnosti převádět signály iontů na elektrický proud. Avšak až v roce 2018 byl překonán snímací potenciál konvenčních tranzistorů snímači založenými na OECT tranzistorech, a to v práci Ghittorelliho a kol. [79]. V této práci bylo dosaženo senzitivity 414 mV na dekádu koncentrace draslíku a 516 mV na dekádu koncentrace sodíku u OECT tranzistorů. Což splňuje Nernstainovo kritérium pro senzory [22].

#### 3.3.1 Senzory kationtů

Před potvrzením většího snímacího potenciálu OECT tranzistorů v iontových aplikacích se zkoumalo např. snímání kationtů  $H^+$ ,  $K^+$ ,  $Na^+$ ,  $Ca^{2+}$  a  $Al^{3+}$ . Problematikou se zabýval Lin a kol. [22], kde byly kationty snímány jednoduchými OECT senzory. Kanál byl tvořen materiálem PEDOT:PSS a elektrody S a D byly tvořeny Au. Z experimentů vyplynulo, že velký vliv na výsledky měření má materiál, ze kterého je vyrobena hradlová elektroda, která byla realizována z těchto materiálů Au, Cr/Au, Ag/AgCl anebo z Pt. Nejlepší výsledky vykazovaly zlaté a platinové elektrody.

V roce 2019 byl představen plně funkční invertující logický obvod z OECT tranzistorů. Obvod byl vytvořen 3D technologií a práci představil Majak a kol. [7]. Obvod byl tvořen dvěma OECT tranzistory. Jeden tranzistor Q1 zůstával po celou dobu ve stavu sepnuto (ON) a druhý Q2 rozhodoval o výstupní úrovni napětí (viz obr. 18).



Obr. 18) Schématické znázornění invertujícího obvodu realizovaného OEET tranzistorem (převzato a upraveno z [7]).

Tranzistory byly v tomto případě vytisknuty na PET substrátu. Konkrétně šlo o MELINEX ST 506, který měl tloušťku 125  $\mu\text{m}$ . Elektrody byly vyrobeny ze stříbra, konkrétně z pasty CB 028 o tloušťce  $12,706 \pm 1,384 \mu\text{m}$ , avšak elektrody byly zvětšeny na šířku 300  $\mu\text{m}$ . Jedna elektroda měla celkový povrch 1000  $\text{cm}^2$  z důvodu snadného kontaktování vnějších elektrod, použitých pro snímání vzorků. Kanál byl tvořen materiálem PEDOT:PSS o délce  $416,876 \pm 7,642 \mu\text{m}$ , šířce  $953,081 \pm 14,058 \mu\text{m}$  a tloušťce  $9,056 \pm 0,559 \mu\text{m}$ . Vodivost tohoto zařízení byla 0,0139 S/m. Obvod se choval jako invertor a byl schopný snímat kationty i pH. Jeho funkce je popsána (tab. 2), kde v levé části jsou reálné hodnoty na vstupu a výstupu a v pravé části jsou logické úrovně [7].

Tab. 2) Znáznornění funkce invertujícího obvodu realizovaného OEET tranzistoru (převzato a upraveno z [7]).

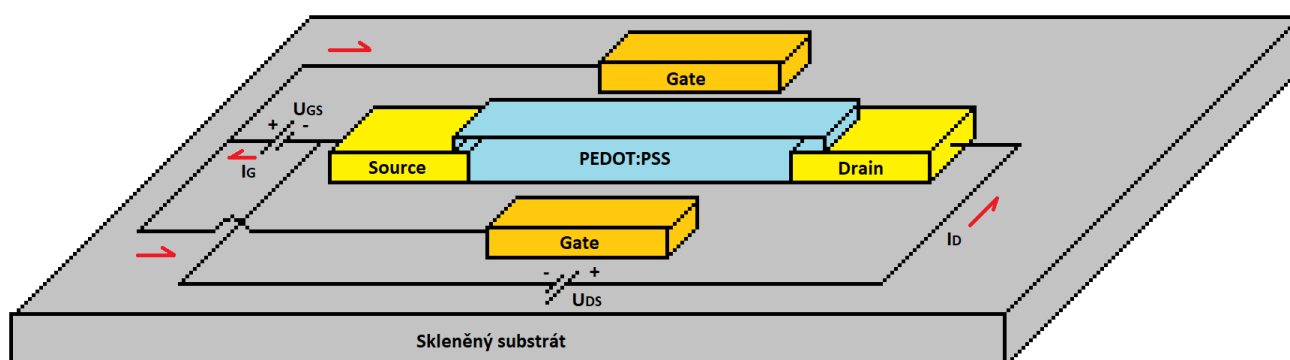
| $U_{\text{vst.}}(\text{hod.})$ | $U_{\text{výst.}}(\text{hod.})$ |  | $U_{\text{vst.}}(\text{log.})$ | $U_{\text{výst.}}(\text{log.})$ |
|--------------------------------|---------------------------------|--|--------------------------------|---------------------------------|
| 0 V                            | $-U_{\text{nap}}$               |  | 0                              | 1                               |
| $-U_{\text{nap}}$              | 0 V                             |  | 1                              | 0                               |

### 3.3.2 Senzory pH

Je známo, že většina lidských orgánů má svojí přirozenou rovnovážnou hodnotu pH. Při dlouhodobém odchýlení od přirozeného pH může dojít ke zdravotním komplikacím, a to např. vytvořením zhoubných buněk. Tomuto by se dalo předejít včasným snímáním hodnoty pH např. ve slinivce, játrech či žaludku [15].

Největší nevýhodou konvenčních pH senzorů, je jejich velikost a nutnost referenční elektrody. Další nevýhodou je selektivita zařízení. Většina těchto senzorů dokáže snímat pouze omezené spektrum pH. Problém se selektivitou mají i senzory založené na OECT tranzistorech, ale za značnou výhodu lze považovat jejich malou velikost a možnost neinvazivního snímání [15]. Tyto senzory se dají použít například při měření pH v různých částech lidského těla [80].

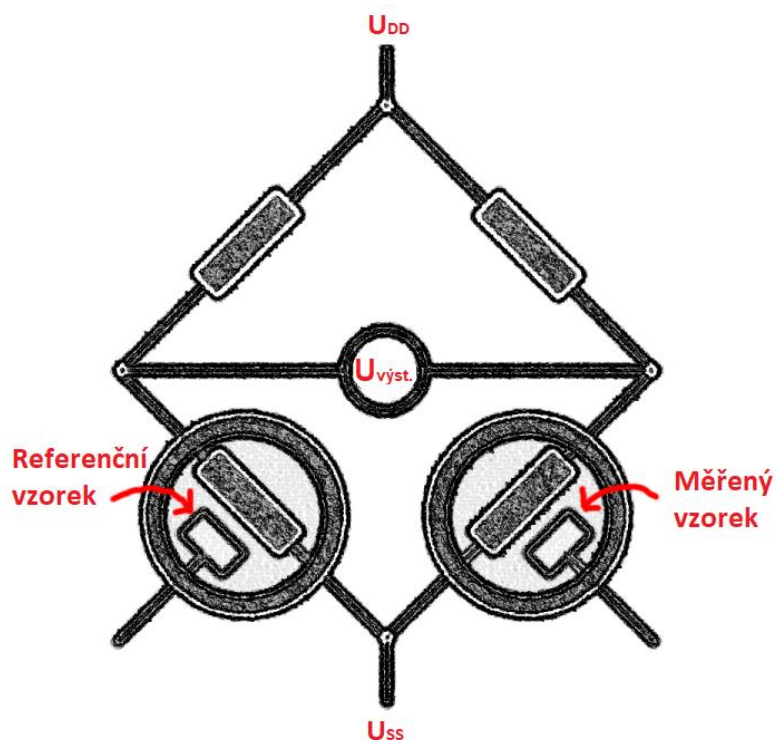
Zajímavá práce v této oblasti je z roku 2017 od autorů Kirchana a kol. [23]. Zde byl představen miniaturizovaný pH senzor, založen na OECT tranzistoru. Na rozdíl od konvenčních snímačů pH neměl oddělitelnou hradlovou elektrodou jakožto snímací elektrodu, což ho činilo použitelným v jiných než laboratorních podmínkách. Senzor dosahoval vysoké vodivosti, okolo 35 mS a k uzavření tranzistoru došlo při  $U_{GS} = 0,6$  V. K dosažení těchto hodnot byla vytvořena dvojitá elektroda gate, která byla se zbylými elektrodami D a S uložena v jedné vrstvě (viz obr. 19). Díky planárnímu uspořádání je tento snímač vhodný pro masovou výrobu tiskařskými technologiemi.



Obr. 19) Principiální schéma zobrazení planární struktury OECT tranzistoru s dvojitou elektrodou gate (převzato a upraveno z [23]).

Díky dvojité elektrodě G realizované ze stříbra bylo možné tranzistor kontrolovat z každé G elektrody odděleně. Zbylé dvě elektrody byly také vyrobeny z stříbra s tloušťkou 150 nm. Na kanál byl použit polymer PEDOT:PSS a konkrétně šlo o Clevios PH 1000. Elektrody i kanál byl ohraničen materiálem SU-8, který zajistil styk elektrolytu pouze s kanálem vytvořením bazénku. Elektrolyt byl tvořen solným roztokem ve fosfátovém pufru a vše bylo umístěno na skelném substrátu.

V práci autorů Scheiblin a kol. [45] z roku 2017 je navržen a realizován senzor pH založený na OECT tranzistorech bez referenční elektrody. Takto realizovaný senzor pH nemusí být kalibrován před každým měřením jako jiné konvenční zařízení tohoto typu. Zařízení využívalo ke své činnosti Wheatsonův můstek, kam se umístil referenční materiál a vzorek (viz obr. 20). Díky tomuto nemusela být realizována referenční elektroda a zařízení stále dosahovalo malých rozměrů. Konkrétně šlo o rozměr 1,4 x 0,9 cm<sup>2</sup>.



Obr. 20) Principiální zobrazení Wheatsonova můstku s referenčním a měřeným vzorkem pro OECT tranzistor (převzato a upraveno z [45]).



### 3.4 Senzory buněk a buněčné aktivity

Buněčné senzory detekují fyziologické změny v buňkách, které byly vystaveny různým druhům patogenů, znečištění, biomolekulám či farmaceutickým látkám. Jejich působením v buňce mohou nastat jevy, které je třeba rychle a bezpečně detekovat. Za pomoci OECT tranzistorů se do této doby povedlo detekovat odumření buněk, buněčného stresu [24], přilnavost buňky k substrátu [81] či transport iontů v buňce [82]. Velký rozdíl mezi konvenčními snímači a snímači založenými na OECT technologii je v rychlosti detekce určitého jevu. Například narušení buněčné tkáně je možné s OECT snímačem detekovat po 30 sekundách, zatímco ostatní snímače vykazují detekční časy okolo jedné hodiny [15].

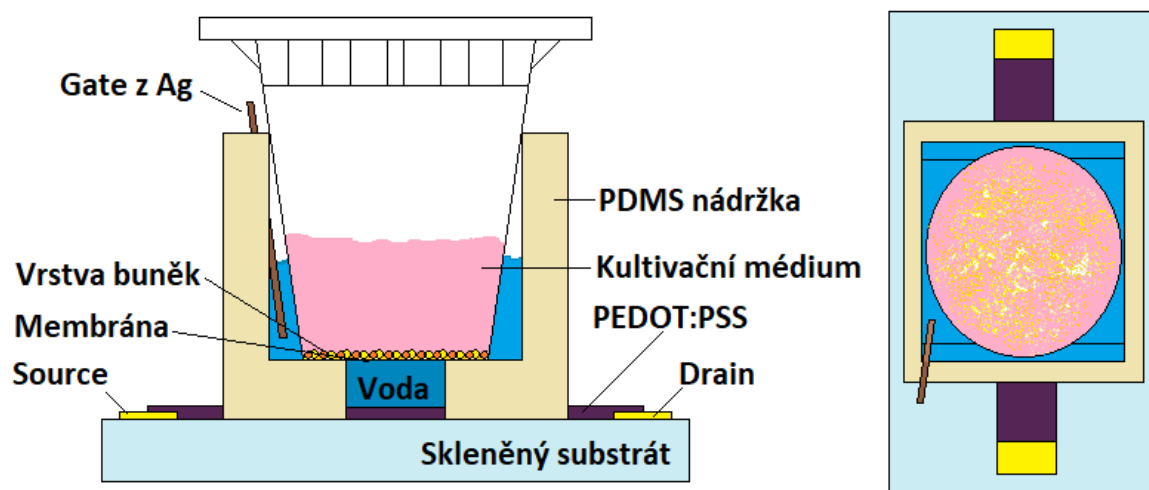
#### 3.4.1 Senzory narušení buněčné tkáně

První použití OECT tranzistorů k detekci buněčné aktivity je popsáno v práci z roku 2010 [81]. V práci byla demonstrována výborná biokompatibilita OECT tranzistorů v kultivačním médiu. Šlo o *in-vitro* sledování buněčné aktivity rakovinných buněk (KYSE30) a fibroblastových buněk (HFF1). Bylo zjištěno, že zařízení je citlivé na morfologické změny, a dělení buněk po expozici buněk KYSE30 a HFF1 kyselině retinové a trypsinu. Tyto buňky byly umístěny v inkubační nádobě tak, aby se mohly formovat na kanálu tranzistoru. Jako elektrolyt byl použit PDMS. Snímání buněčné aktivity probíhalo s největší pravděpodobností díky elektrostatické interakci mezi buňkami a aktivní vrstvou kanálu (PEDOT:PSS). Měřením bylo zjištěno, že se musí kompenzovat záporné napětí, vznikající interakcí buněk a kanálu, větším napětím na elektrodě gate. Pokud by se toto nepovedlo, začaly by vznikat nepřesnosti v měření.

#### 3.4.2 Senzory buněčného stresu a odumření buněk

Monitorováním buněčného stresu a odumírání buněk vyvolané farmaceutickými látkami se zabývá toxikologie a farmakologie. V těchto oborech má přesné monitorování stavu buněk velký terapeutický význam [15]. V práci Lin a kol. [81] bylo uvedeno, že vodivost kanálu může být ovlivněna buňkami, které přilehnou na kanál tranzistoru. Problém tohoto přístupu je především potřeba vzrůstajícího napětí na elektrodě gate, a to z důvodu vyrovnání potenciálu potřebného ke správnému průběhu měření.

Jiný přístup zvolili ve své práci Romeo a kol. [24], kde vytvořili velmi citlivý senzor pro *in-vitro* aplikace. Použili a upravili architekturu OECT senzoru již dříve používaného v práci Lin a kol. [81]. Do zařízení byla začleněna membrána za účelem oddělit mechanismus detekce iontů od mechanismu detekce driftování iontů. To bylo provedeno ponořením hradlové elektrody do vodní vrstvy mezi membránou a kanálem z materiálu PEDOT:PSS (viz obr. 21). Buněčné kultivační médium tedy není v přímém kontaktu s kanálem, ale je omezeno na podporu buněčného růstu či úmrtí buněk na membráně (transwall). V praxi jde o volnou plochu na porézní membráně, přes kterou mohou přecházet ionty z kultivačního média do vody pod membránou. Proudění iontů je tedy zajištěno místo hradlovým napětím pouze koncentrací iontů na membráně a na povrchu otevřených pórů.



Obr. 21) Struktura měřícího zařízení, založeného na OECT tranzistoru, pohled z boku a pohled shora (převzato a upraveno z [24]).

### 3.5 Logické a jiné obvody realizované OECT tranzistory

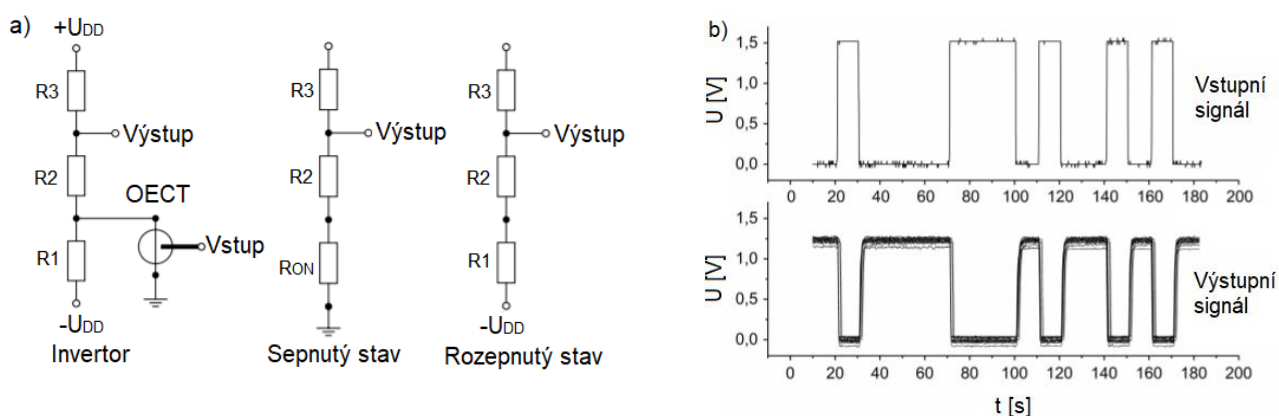
Organické tranzistory mají své hlavní využití jako snímače různých biologických procesů, avšak to nevyklučuje jejich použití v logických či jiných obvodech. V těchto aplikacích nikdy nemohou dosáhnout stejně dobrých parametrů jako konvenční tranzistory, dle dnešních poznatků (viz kapitola 4.1, nebo tabulka (6)). Organické tranzistory však spíše spoléhají na své využití ve flexibilní elektronice, elektronice zabudované v textilích a masovou výrobu pomocí tiskařských technologií, což s konvenčními tranzistory není možné [7–9]. Další jejich výhodou je malé spínací napětí [1]. Díky těmto vlastnostem se ve vědeckých pracích dají nalézt OECT tranzistory použité k realizaci např. invertorů, NAND a NOR hradel, 2-bitových dekodérů, 4vstupové multiplexory, displeje či paměti [1].

Zajímavou, avšak starší prací v této oblasti je práce od autorů Hutter a kol. [83] z roku 2015. V této práci jsou realizované logické prvky zmíněny výše, a to pomocí síťotiskové technologie výroby. Součástky jsou realizovány tištěnými OECT tranzistory a rezistory, k čemuž bylo využito pouze tří druhů materiálů (inkoustů) a dalších dvou druhů inkoustů potřebné pro vodivé spojení tranzistorů, rezistorů a nutného inkoustu k izolaci mezi křížícími se vodiči.

Všechny OECT tranzistory byly vyrobeny na PET fólii (Melinex ST505). Kanály byly tvořeny typickým materiálem PEDOT:PSS (Clevios S V3). Pro tranzistory byl zvolen polymerní elektrolyt na vodní bázi, a kontakty byly tvořeny karbonovou pastou (DuPont 7102). Veškeré spoje byly realizovány stříbrnou pastou (DuPont 5000), kvůli čemuž musela být zavedena izolační mezivrstva, aby nedošlo k vodivému spojení křížících se spojů.

Tranzistory protékal v sepnutém stavu proud  $I_{ON} = -2,38 \cdot 10^{-4}$  A při napětí  $U_{GS} = 0$  V a v rozepnutém stavu protékal proud  $I_{OFF} = -3,17 \cdot 10^{-8}$  A při napětí  $U_{GS} = 1,5$  V. Ze závislosti proudu  $I_{DS}$  na napětí  $U_{GS}$  byla určena průměrná hodnota odporu kanálu v sepnutém stavu  $R_{ON} = 4,085 \text{ k}\Omega$ , který je důležitý pro realizaci inventurů založených na OECT tranzistorech.

Jako první logický prvek byl vytvořen inventur (viz obr. 22). Hodnoty pro inventur a další logické obvody, které byly v této práci realizovány byly dopočteny pomocí principu superpozice [83].



Obr. 22) Zobrazení a) invertoru realizovaného pomocí 18-ti OECT tranzistorů a to v sepnutém i rozepnutém stavu b) vstupního a výstupního signálu ze stejného invertoru (převzato a upraveno z [83]).

Invertor byl vytvořen z OECT tranzistoru a děliče napětí skládajícího se ze tří odporů  $R1$  (25,4 k $\Omega$ ),  $R2$  (76,6 k $\Omega$ ) a  $R3$  (101,1 k $\Omega$ ) a dvou zdrojů napětí  $+U_{DD}$  (3,5 V) a  $-U_{DD}$  (-3,5 V). Pokud byl tranzistor sepnutý, na výstupu byla logická nula ( $U_{výstupní} = 0,016$  V) zapříčiněná svedením proudu přes odpor  $R_{ON}$  do země. V opačném případě vykazoval invertor chování přesně opačné z důvodu vysokého odporu  $R1$ , tzn.  $U_{výstupní} = 1,28$  V. Celkový odpor v sepnutém stavu se dá spočítat jako  $R3 + R2 + R_{ON}$ , a v rozepnutém stavu jako součet odporů  $R_{OFF} = R3 + R2 + R1$ . V práci bylo zjištěno, že pro správnou funkci invertoru vyrobeného pomocí OECT tranzistoru je důležité, aby  $R_{OFF} > R1 > R_{ON}$  a zároveň  $(R1 + R2) : R3 = 1$ . Pokud jsou tyto parametry splněny obvod, může pracovat s frekvencí 0,72 Hz. To odpovídá součtu časů nutných pro sepnutí = 1,12 s a času nutného pro vypnutí OECT tranzistoru = 0,26 s. Toto je způsobeno redoxní frontou, kvůli čemuž oba časy nejsou stejné. Odlišnost časů je řešena v publikaci [8], i přesto jsou vykazované hodnoty časů ve vyhovujícím rozsahu pro OECT invertory [84].

Dále byl v práci realizován logický prvek NAND, který je složitější realizovat oproti invertoru. Pokud byly oba OECT tranzistory sepnuty, byla na výstupu logická nula, v jiném případě byla na výstupu logická jednička. To se dá popsat pomocí paralelního spojení rezistorů a Ohmova zákona. Pokud máme dva tranzistory ( $R_{ON}$ ,  $R_{OFF}$ ) zapojeny paralelně, je výsledný odpor menší než odpor jednoho z nich. Při sepnutí tranzistoru se zmenší odpor tranzistoru z  $R_{OFF}$  na  $R_{ON}$ , ale to nestačí na průchod signálu. Aby signál mohl projít, musí být sepnuty oba tranzistory a výsledný odpor bude menší než  $R_{ON}$ .

Za pomoci těchto dvou prvků bylo možné sestavit složitější logické obvody, např. klopný obvod skládající se ze 2 invertorů a 8 NANDů, nebo 2bitový posuvný registr skládající se ze 2 klopných obvodů.

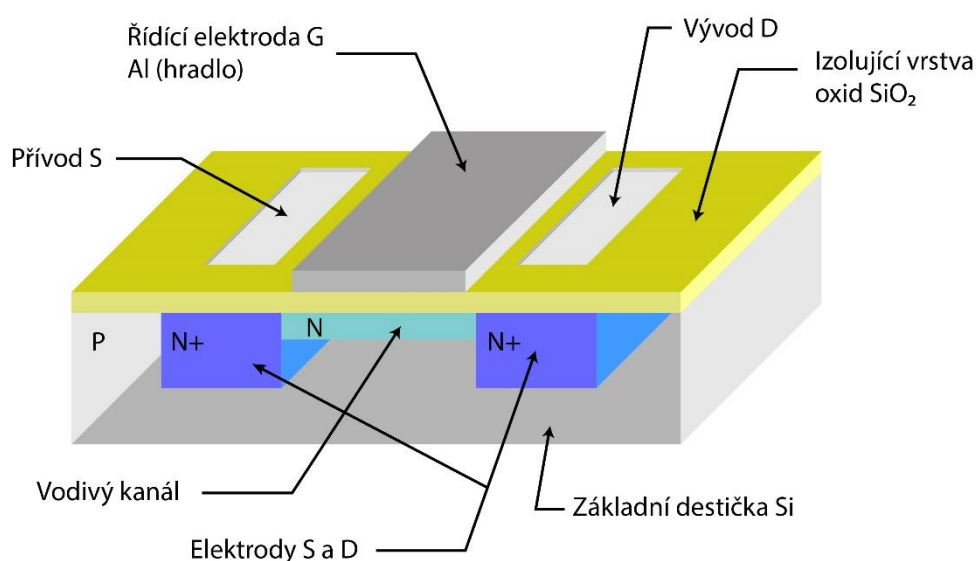
Všechny logické obvody popsané zde vykazovaly podobná výstupní napětí jako invertor, a to i při celkovém počtu 380 OECT tranzistorů a rezistorů. Tímto bylo dokázáno, že OECT tranzistory se dají dobře využít jako logické obvody na flexibilních substrátech a mohly by být využity např. v hybridních obvodech [63].

## 4 Typologické zařazení a srovnání OECT tranzistorů s dalšími typy tranzistorů

V této kapitole bude OECT tranzistor porovnán s anorganickým tranzistorem typu MOSFET. Vlastnosti anorganických a organických tranzistorů jsou velmi odlišné [1, 2], a proto se budu zabývat dalším porovnáním OECT tranzistoru pouze s organickými tranzistory.

### 4.1 Tranzistor řízený polem se strukturou kov-oxid-polovodič (MOSFET)

S těmito tranzistory byl OECT tranzistor částečně přirovnán již v kapitole (1), z důvodu podobného strukturálního uspořádání a funkce [2]. Obecně jde o tranzistor tvořen třemi elektrodami: drain (D), source (S) a gate (G). Tranzistor je tvořen dvěma PN přechody. Ty vznikají umístěním elektrod source a drain do substrátu, přičemž substrát a elektrody jsou vytvořeny z opačného typu materiálu (n x p). Hradlová elektroda je od substrátu oddělen pomocí vrstvy izolačního materiálu (viz obr. 23).



Obr. 23) Struktura tranzistoru MOSFET s vodivým kanálem N (převzato a upraveno z [85]).

Pod izolační vrstvou se přiložením napětí řídí vodivost kanálu a tím se ovlivňuje velikost výstupního proudu  $I_{DS}$ . Kanál může být dvojího typu: vodivý (z výroby), indukovaný (vzniká až po přiložení napětí). Principiálně jde o přitahování, nebo odpuzování minoritních nosičů náboje v substrátu přiložením napětí na hradlovou elektrodu.

Substrát tranzistoru je běžně tvořen křemíkem s příměsí podle požadovaného typu (n x p) substrátu. Elektrody bývají tvořeny hliníkem (Al) a izolační vrstva mezi substrátem a hradlovou elektrodou bývá tvořena oxidem křemičitým  $\text{SiO}_2$ . Kvůli tomuto materiálovému uspořádání není možné využít tiskařských technologií pro výrobu konvenčních tranzistorů.

**Tab. 3)** Základní parametry MOSFET tranzistoru s kanálem typu N-NX3020NAKW (převzato a upraveno z [86]).

| Symbol    | Název                         | Hodnota      | Podmínka   |
|-----------|-------------------------------|--------------|--|
| $U_{DS}$  | maximální napětí drain-source | 30 V         |  |
| $U_{GS}$  | maximální napětí gate-source  | 20 V         | $I_D = 1 \mu\text{A}; U_{DS} = 15\text{V}$                       |
| $I_{DS}$  | proud drainem                 | 180 mA       | $U_{GS} = 0\text{V}; U_{DS} = 15\text{V}$                        |
| $P_{MAX}$ | maximální výkon               | 260 mW       |  |
| $U_p$     | prahové napětí                | 0,8 až 1,5 V | $I_D = 250 \mu\text{A}; U_{DS} = U_{GS}; T_j = 25^\circ\text{C}$ |
| $C_v$     | vstupní kapacita              | 20 pF        | $U_{DS} = 10\text{V}; f = 1\text{MHz}; U_{GS} = 0\text{V}$       |
| $T_{MAX}$ | maximální teplota polovodiče  | 150 °C       |  |

**Tab. 4)** Časy nutné pro sepnutí a vypnutí MOSFET tranzistoru s kanálem typu N-NX3020NAKW (převzato a upraveno z [86]).

| Symbol      | Název                  | Průměrné hodnoty | Maximální hodnoty | Podmínka  |
|-------------|------------------------|------------------|-------------------|---|
| $t_{(ON)}$  | zpoždění před sepnutím | 5 ns             | 10 ns             | $U_{DS} = 20\text{V}; R_L = 250\ \Omega;$<br>$U_{GS} = 10\text{V};$<br>$R_G = 6\ \Omega;$<br>$T = 25^\circ\text{C}$ |
| $t_{nh}$    | doba náběžné hrany     | 5 ns             | -                 |   |
| $t_{(OFF)}$ | zpoždění před vypnutím | 34 ns            | 68 ns             |   |
| $t_{sh}$    | doba sestupné hrany    | 17 ns            | -                 |   |

V tabulkách jsou zobrazeny katalogové hodnoty běžného výkonového tranzistoru. Ve většině případů jde o hodnoty výrazně lepší, než kterých můžeme dosáhnout s nejlépe přizpůsobeným OECT pro logické či spínací aplikace. Výjimku tvoří prahová napětí, které mají OECT nižší nebo podobné.

Dynamicke vlastnosti nejrychlejších OECT jsou o tři řády nižší než u uvedeného MOSFET. Zároveň pokud bychom se pokusili přenést stejný výkon OECT jako zmíněným tranzistoru typu MOSFET, tak by došlo k jeho zničení. Pro porovnání různých OECT tranzistorů s N-NX3020NAKW je v příloze vytvořena tabulka (6).

## 4.2 Organický tranzistor řízený elektrickým polem

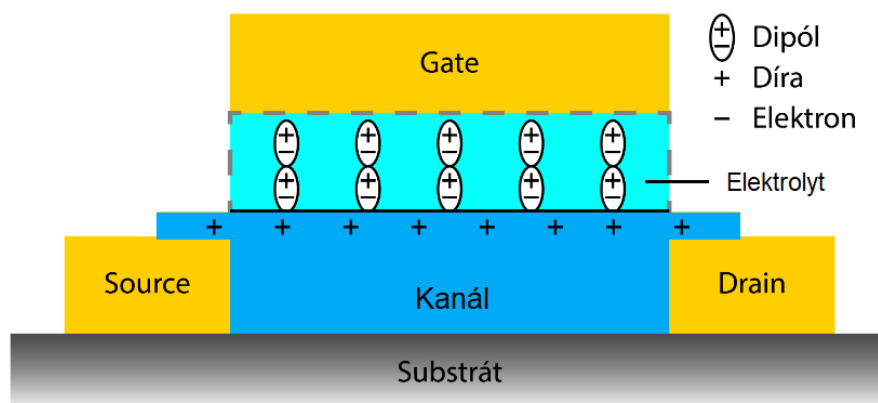
Obecně organické tranzistory můžeme dělit na dvě skupiny, a to z nadskupiny, která se nazývá organické tenkovrstvé tranzistory (OTFT), neboli „Organic Thin Film Transistor“ [69]. První podskupinou jsou organické polem řízené tranzistory (OFET), neboli „Organic Field Effect Transistor“ [57]. Druhou podskupinou jsou organické polem řízené tranzistory s elektrolyticky oddělenou hradlovou elektrodou (EGOFET), neboli „Electrolyte Gate Field Effect Transistor“ [35, 69].

### 4.2.1 OFET

Tranzistor OFET se svou strukturou i výsledným chováním dá připodobnit k tranzistoru MOSFET [2]. Jde o třípólovou součástku tvořenou elektrodami source (S), drain (D) a gate (G). Rozdíl je v tom, že polovodič (kanál) mezi elektrodou source a drain je i s těmito elektrodami od elektrody gate odizolován dielektrikem [69]. Tranzistor může pracovat ve dvou režimech (obohacovací x ochuzovací), a to podle zvoleného typu materiálu (n x p) pro kanál tranzistoru [69]. Tyto dva režimy stejně jako u OECT tranzistoru určují, jestli tranzistor bude vodivý či nevodivý při přiloženém napětí [1].

Stejně jako u ostatních tranzistorů se přikládá napětí na hradlovou elektrodu, avšak nedochází k přitahování nebo odpuzování minoritních nosičů náboje, k nebo od hradlové elektrody jako u tranzistorů MOSFET, ani k redoxním reakcím ovlivňující vodivost kanálu jako u OECT tranzistoru [1]. V tomto případě dochází k silovým účinkům působících na dielektrikum, které má za následek vyrovnání pól-párů v daném dielektriku (kapacitní vazba). Tímto vzniknou dva vodivé kanály. Jeden se nachází mezi hradlovou elektrodou a dielektrikem. Druhý se nachází mezi elektrodami source a drain na rozhraní dielektrikum-polovodič [87]. Přiloženým napětím  $U_{GS}$ , tedy regulujeme množství nosičů náboje na rozhraní dielektriku-polovodič (viz obr. 24).

Další podmínkou, aby tranzistorem mohl téct proud  $I_{DS}$  je přiložení napětí mezi elektrody S a D. Při přiložení napětí  $U_{DS}$ , nejprve dochází k saturaci, kdy proud roste téměř lineárně, a po překročení saturačního napětí  $U_{DSat}$  se obvod začne chovat jako zdroj proudu [87, 88].



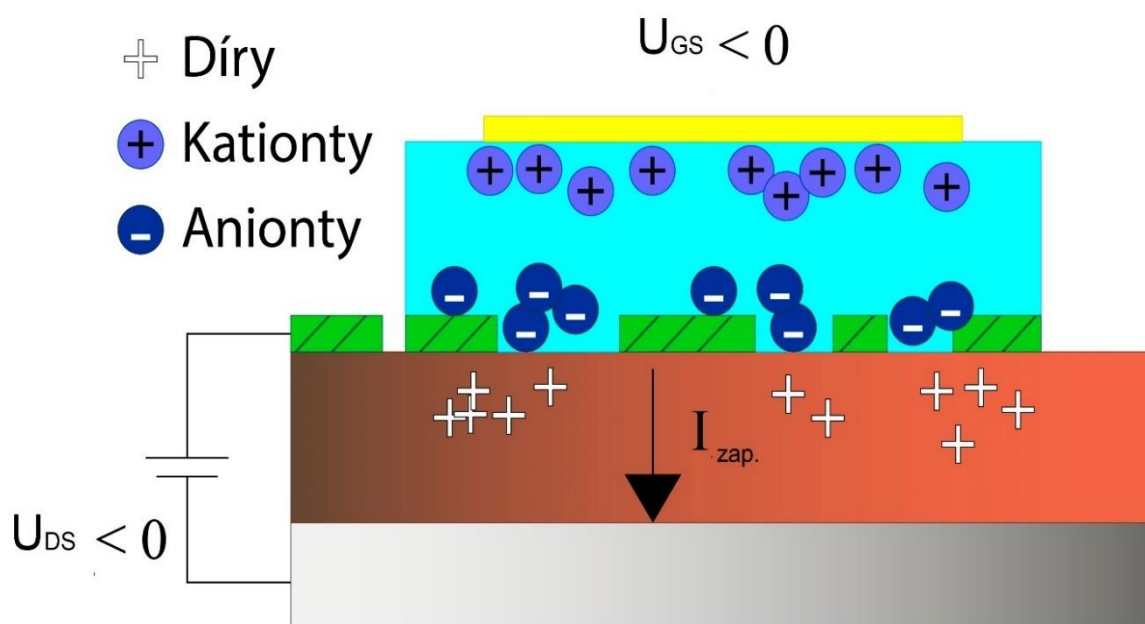
Obr. 24) Uspořádání dipólů v tranzistoru OFET při přiloženém napětí (převzato a upraveno z [2]).

Největší nevýhodou OFET tranzistorů je jejich požadavek na pracovní napětí, který vzniká kvůli jejich třívrstvému uspořádání a volbě materiálů. Takovéto uspořádání ve své podstatě tvoří kondenzátor, kdy kapacita kondenzátoru přímo ovlivňuje pracovní napětí [88]. V praxi se u OFET tranzistorů setkáváme s hodnotami napětí do 10 V. Jako další nevýhodu lze uvést např. malý proud v sepnutém stavu [8], nebo větší technologickou náročnost při tvorbě flexibilních OFET oproti OEET tranzistorům, což je způsobené použitím dielektrika [47]. S tím souvisí i menší biokompatibilita OFET oproti OEET tranzistorům [51].

#### 4.2.2 EGOFET

EGOFET tranzistor je ve své podstatě OFET tranzistor, ale je zde snaha eliminovat hlavní nevýhodu OFET (požadavek na vysoké napětí) pomocí záměny dielektrika za elektrolyt [35]. V elektrolytu nedochází k vyrovnání elektrostatických sil pomocí pól-párů jako v dielektriku, ale pomocí kladně, či záporně nabitých iontů. Na rozdíl od pól-párů se ionty mohou pohybovat v celém objemu elektrolytické vrstvy. Díky této schopnosti nevznikne pouze jeden pomyslný kondenzátor s velkou vzdáleností mezi elektrodami (požadavek na velké napětí). Vzniknou dva pomyslné kondenzátory na rozhraní elektrolytu s elektrodou gate a na rozhraní mezi elektrolytem a kanálem tranzistoru [35]. Tyto pomyslné kondenzátory mají tu vlastnost, že vzdálenost mezi jejich elektrodami je omezena pouze velikostí iontů [89], což má za následek vysoké kapacity (menší požadavek na napětí oproti OFET). Vzniklé kapacity mají hodnoty v rozmezí od 1 do  $100\mu\text{F} \cdot \text{cm}^{-1}$  [1, 90].





Obr. 25) Uspořádání iontů v tranzistoru EGOFET při záporném napětí (převzato a upraveno z [91]).

EGOFET tranzistory vykazují podobné vlastnosti jako OECT tranzistory. Jejich hlavní nevýhodou je stejně jako u OECT tranzistorů požadavek na kompatibilitu zvolených materiálů (viz kapitola 1.2.4), a například pro elektrolyt se dají použít stejné materiály jako u OECT: tekuté elektrolyty, iontové kapaliny a další (viz kapitola 1.2.3). Od OECT tranzistorů se liší především většími nároky na technologii při výrobě flexibilní elektroniky [47].

### 4.3 Srovnání vlastností OECT tranzistorů s dalšími typy tranzistorů

Všechny tranzistory, které zde byly a budou zmíněny modulují proud  $I_{DS}$ , za pomoci přiloženého napětí  $U_{GS}$ . Rozdíl je v materiálech, a tedy i principu, který k tomu využívají [1, 2, 89].

Anorganické MOSFET tranzistory pracují s minoritními nosiči náboje v polovodiči, z čehož vyplývá, že mají nejlepší dynamické parametry ze zde popsaných tranzistorů, ale nedají se vyrábět pomocí tiskařských technologií ani použít jako snímače pro biologické senzory. V organických tranzistorech je přenos nábojů realizován fyzickým přenosem iontů, či kombinovaným přenosem za pomoci iontů a minoritních nosičů náboje, z čehož vyplývá, že jejich odezva na změnu napětí na hradlové elektrodě je o několik řádů pomalejší než u konvenčních tranzistorů [1, 88].

OFET a EGOFET tranzistory se dají využívat pro tvorbu logických obvodů i jako snímače biologických procesů, ovšem u tranzistoru OFET je problém s vyššími požadavky na napětí  $U_{GS}$ , čímž je limitována jejich oblast použití oproti OECT i EGOFET tranzistorům [69, 88]. Největší výhodou OECT tranzistorů oproti výše zmíněným organickým tranzistorům je jejich malý požadavek na technologickou náročnost při jejich zpracování, a to především na flexibilních substrátech při masové výrobě [1, 8, 9]. Což se projevuje ve finální ceně vyráběných zařízení.

## Závěr

Předkládaná bakalářská práce je zaměřena na zdokumentování současného stavu a vývoje organických elektrochemických tranzistorů (OECT). Práce je dělena na čtyři větší části. První část se zabývá principem funkce OECT, podrobněji jsou popsány současné materiálové konfigurace a jeho laterální a vertikální struktura. V druhé části je popsán první pokus o výrobu OECT. Stručně jsou popsány nejpoužívanější tiskařské technologie výroby OECT: sítotisk, hlubotisk, inkjet a aerosol jet. Jejich základní vlastnosti (rychlost tisku, tloušťka nanášených vrstev, rozlišení tisku, viskozita) shrnuje tabulka (1). Třetí část práce považuji za nejdůležitější, jelikož jsou zde uvedeny současné aplikace OECT, nebo originálně řešené aplikace. V poslední části jsou OECT porovnány s jinými organickými tranzistory a tranzistorem typu MOSFET, neboť k němu byly v dostupné literatuře nejčastěji přirovnávány.

Z provedené literární rešerše vyplývá, že OECT má velký potenciál komerčního využití, a to i přesto, že je ještě nutné jeho podrobnější prozkoumání. Individuálně by měly být zkoumány materiály OECT pro specifické aplikace, neboť např. rozdílné elektrolyty jsou vhodné pro různé senzorické aplikace. Dalším problémem, který je potřeba vyřešit, je rychlá degradace určitých vlastností OECT. To se nedá řešit jinak než vhodnou volbou materiálů, nebo důkladným skladováním a vhodným zatěžováním OECT. K tomuto účelu by mohlo pomoci objasnění přesného fyzikálního principu OECT a vytvoření modelu/ů, který/é by přesně popsal/y jeho chování ve všech režimech a stavech.

Z porovnání vlastností OECT s MOSFET vyplývá, že v současné době nemůžeme uvažovat o nahrazení konvenčních tranzistorů OECT, neboť jejich dynamické vlastnosti jsou diametrálně odlišné. To je v dnešní době pro OECT problém, neboť v aplikacích pro konvenční tranzistory je kladen velký důraz na výpočetní výkon. Naproti tomu mají OECT velký potenciál v biosenzorických a obecně senzorických aplikacích, kde konvenční tranzistory nelze využít. Další výhodou OECT je možnost flexibilní elektroniky a velkého potenciálu nízké ceny a nízké ekologické náročnosti při hromadné výrobě. Největšího přínosu pro společnost by OECT mohl dosáhnout díky tzv. „hybridní elektronice“. Zde by se OECT uplatnil jako senzor a konvenční tranzistory by byly využity k vyhodnocování a úschově dat např. v elektronice integrované do oblečení.

Tato práce byla vytvořena jako obecná rešerše zadané problematiky. Téma je však natolik rozsáhlé, že by si každá část práce zasloužila být zpracována jako samostatný rozsáhlý dokument. Nejvíce pozornosti by se mělo věnovat použitým materiálům pro konkrétní aplikace, nebo modelům chování pro různé struktury a podmínky.

## 5 Použitá literatura a citační zdroje

- [1] J. Rivnay, S. Inal, A. Salleo, R. M. Owens, M. Berggren, a G. G. Malliaras, „Organic electrochemical transistors”, *Nat. Rev. Mater.*, roč. 3, 2018, doi: 10.1038/natrevmats.2017.86.
- [2] J. T. Friedlein, R. R. McLeod, a J. Rivnay, „Device physics of organic electrochemical transistors”, *Org. Electron.*, roč. 63, s. 398–414, 2018, doi: 10.1016/j.orgel.2018.09.010.
- [3] S. Khan, S. Ali, A. Khan, B. Wang, a A. Bermak, „Printing sensors on biocompatible substrates for selective detection of glucose”, *IEEE Sens. J.*, roč. 21, č. 4, s. 4167–4175, 2021, doi: 10.1109/JSEN.2020.3032539.
- [4] L. V. Lingstedt, „Organic Electrochemical Transistor for Biological Applications”, 2019, [Online]. Dostupné z: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:hebis:77-diss-1000028262>.
- [5] X. Wu *et al.*, „Ionic-Liquid Doping Enables High Transconductance, Fast Response Time, and High Ion Sensitivity in Organic Electrochemical Transistors”, *Adv. Mater.*, roč. 31, č. 2, s. 1–9, 2019, doi: 10.1002/adma.201805544.
- [6] J. Fan, C. Montemagno, a M. Gupta, „3D printed high transconductance organic electrochemical transistors on flexible substrates”, *Org. Electron.*, roč. 73, č. February, s. 122–129, 2019, doi: 10.1016/j.orgel.2019.06.012.
- [7] D. Majak, J. Fan, a M. Gupta, „Fully 3D printed OECT based logic gate for detection of cation type and concentration”, *Sensors Actuators, B Chem.*, roč. 286, č. July 2018, s. 111–118, 2019, doi: 10.1016/j.snb.2019.01.120.
- [8] P. A. Ersman *et al.*, „Screen printed digital circuits based on vertical organic electrochemical transistors”, *Flex. Print. Electron.*, roč. 2, č. 4, s. 25, 2017, doi: 10.1088/2058-8585/aa903a.
- [9] J. Kawahara, P. A. Ersman, K. Katoh, a M. Berggren, „Fast-switching printed organic electrochemical transistors including electronic vias through plastic and paper substrates”, *IEEE Trans. Electron Devices*, roč. 60, č. 6, s. 2052–2056, 2013, doi: 10.1109/TED.2013.2258923.
- [10] S. Khan, L. Lorenzelli, a R. S. Dahiya, „Technologies for printing sensors and electronics over large flexible substrates: A review”, *IEEE Sens. J.*, roč. 15, č. 6, s. 3164–3185, 2015, doi: 10.1109/JSEN.2014.2375203.
- [11] H. S. White, G. P. Kittlesen, a M. S. Wrighton, „Chemical Derivatization of an Array of Three Gold Microelectrodes with Polypyrrole: Fabrication of a Molecule-Based Transistor”, *J. Am. Chem. Soc.*, roč. 106, č. 18, s. 5375–5377, 1984, doi: 10.1021/ja00330a070.
- [12] L. Bai, C. G. Elósegui, W. Li, P. Yu, J. Fei, a L. Mao, „Biological applications of organic electrochemical biosensors and electrophysiology recording”, *Front. Chem.*, roč. 7, č. MAY, s. 1–16, 2019, doi: 10.3389/fchem.2019.00313.
- [13] G. P. Kittlesen, H. S. White, a M. S. Wrighton, „Chemical Derivatization of Microelectrode Arrays by Oxidation of Pyrrole and N-Methylpyrrole: Fabrication of Molecule-Based Electronic Devices”, *J. Am. Chem. Soc.*, roč. 106, č. 24, s. 7389–7396, 1984, doi: 10.1021/ja00336a016.
- [14] D. A. Bernards a G. G. Malliaras, „Steady-state and transient behavior of organic electrochemical transistors”, *Adv. Funct. Mater.*, roč. 17, č. 17, s. 3538–3544, 2007, doi: 10.1002/adfm.200601239.
- [15] M. Sophocleous, L. Contat-Rodrigo, E. Garcia-Breijo, a J. Georgiou, „Organic electrochemical transistors as an emerging platform for bio-sensing applications: A review”, *IEEE Sens. J.*, roč. 21, č. 4, s. 3977–4006, 2021, doi: 10.1109/JSEN.2020.3033283.
- [16] P. Sideris, S. Siskos, a G. Malliaras, „Verilog-A modeling of Organic Electrochemical Transistors”, *2017 6th Int. Conf. Mod. Circuits Syst. Technol. MOCAST 2017*, č. 3, s. 3–6, 2017, doi: 10.1109/MOCAST.2017.7937645.
- [17] J. Fan, S. S. Rezaie, M. Facchini-Rakovich, D. Gudi, C. Montemagno, a M. Gupta, „Tuning PEDOT:PSS conductivity to obtain complementary organic electrochemical transistor”, *Org. Electron.*, roč. 66, s. 148–155, 2019, doi: 10.1016/j.orgel.2018.12.013.
- [18] F. Cicoira, M. Sessolo, O. Yaghmazadeh, J. A. Defranco, S. Y. Yang, a G. C. Malliaras, „Influence of device geometry on sensor characteristics of planar Organic electrochemical transistors”, *Adv. Mater.*, roč. 22, č. 9, s. 1012–1016, 2010, doi: 10.1002/adma.200902329.
- [19] K. F. Seidel, „Fabrication and electrical characterization of vertical electrolyte transistor”, *Curr. Appl. Phys.*, roč. 20, č. 11, s. 1288–1294, 2020, doi: 10.1016/j.cap.2020.07.012.
- [20] D. Nilsson, R. Forchheimer, M. Berggren, a N. Robinson, „The electrochemical transistor and circuit design considerations”, *Proc. 2005 Eur. Conf. Circuit Theory Des.*, roč. 3, s. 349–352, 2005, doi: 10.1109/ECCTD.2005.1523132.
- [21] F. Gentile, F. Vurro, F. Picelli, M. Bettelli, A. Zappettini, a N. Coppedè, „A mathematical model of OECTs with variable internal geometry”, *Sensors Actuators, A Phys.*, roč. 304, 2020, doi: 10.1016/j.sna.2020.111894.

- [22] P. Lin, F. Yan, a H. L. W. Chan, „Ion-sensitive properties of organic electrochemical transistors", *ACS Appl. Mater. Interfaces*, roč. 2, č. 6, s. 1637–1641, 2010, doi: 10.1021/am100154e.
- [23] A. E. Kirchan, K. T. Kim, M. K. Steward, a S. Choi, „A PEDOT:PSS-based organic electrochemical transistor with a novel double-in-plane gate electrode for pH sensing application", *TRANSDUCERS 2017 - 19th Int. Conf. Solid-State Sensors, Actuators Microsystems*, s. 214–217, 2017, doi: 10.1109/TRANSDUCERS.2017.7994026.
- [24] A. Romeo *et al.*, „Drug-induced cellular death dynamics monitored by a highly sensitive organic electrochemical system", *Biosens. Bioelectron.*, roč. 68, s. 791–797, 2015, doi: 10.1016/j.bios.2015.01.073.
- [25] I. Gualandi, M. Marzocchi, E. Scavetta, M. Calienni, A. Bonfiglio, a B. Fraboni, „A simple all-PEDOT:PSS electrochemical transistor for ascorbic acid sensing", *J. Mater. Chem. B*, roč. 3, č. 33, s. 6753–6762, 2015, doi: 10.1039/c5tb00916b.
- [26] M. Afonso, J. Morgado, a L. Alcácer, „Inkjet printed organic electrochemical transistors with highly conducting polymer electrolytes", *J. Appl. Phys.*, roč. 120, č. 16, 2016, doi: 10.1063/1.4966651.
- [27] W. Ji *et al.*, „Carbonized silk fabric-based flexible organic electrochemical transistors for highly sensitive and selective dopamine detection", *Sensors Actuators, B Chem.*, roč. 304, č. April, s. 127414, 2020, doi: 10.1016/j.snb.2019.127414.
- [28] C. Müller, M. Hamedi, R. Karlsson, R. Jansson, R. Marcilla, a M. Hedhammar, „Woven electrochemical transistors on silk fibers", *Adv. Mater.*, roč. 23, č. 7, s. 898–901, 2011, doi: 10.1002/adma.201003601.
- [29] E. Battista *et al.*, „Enzymatic sensing with laccase-functionalized textile organic biosensors", *Org. Electron.*, roč. 40, s. 51–57, 2017, doi: 10.1016/j.orgel.2016.10.037.
- [30] R. Mannerbro, M. Rånlöf, N. Robinson, a R. Forchheimer, „Inkjet printed electrochemical organic electronics", *Synth. Met.*, roč. 158, č. 13, s. 556–560, 2008, doi: 10.1016/j.synthmet.2008.03.030.
- [31] G. S. Ryu, S. H. Jeong, B. C. Park, B. Park, a C. K. Song, „Fabrication of organic thin film transistors on Polyethylene Terephthalate (PET) fabric substrates", *Org. Electron.*, roč. 15, č. 7, s. 1672–1677, 2014, doi: 10.1016/j.orgel.2014.03.019.
- [32] X. Tao, V. Koncar, a C. Dufour, „Geometry Pattern for the Wire Organic Electrochemical Textile Transistor", *J. Electrochem. Soc.*, roč. 158, č. 5, s. H572, 2011, doi: 10.1149/1.3562962.
- [33] L. Herlogsson, *Electrolyte-Gated Organic Thin-Film Transistors (Dissertation)*. 2011.
- [34] S. Cho *et al.*, „Solid cross linked-poly(ethylene oxide) electrolyte gate dielectrics for organic thin-film transistors", *J. Ind. Eng. Chem.*, roč. 92, s. 303–308, 2020, doi: 10.1016/j.jiec.2020.09.015.
- [35] J. Le Gall *et al.*, „Monitoring photosynthetic microorganism activity with an electrolyte-gated organic field effect transistor", *Biosens. Bioelectron.*, roč. 157, č. December 2019, 2020, doi: 10.1016/j.bios.2020.112166.
- [36] S. Nešpůrek a M. Matyáš, „Elektroaktivní organické materiály", *Pokrok. Mat. fyziky a Astron.*, roč. 51, č. 1, s. 31–50, 2006, [Online]. Dostupné z: <http://dml.cz/dmlcz/141298>.
- [37] D. Godlinski, R. Zichner, V. Zöllmer, a R. R. Baumann, „Printing technologies for the manufacturing of passive microwave components: antennas", *IET Microwaves, Antennas Propag.*, roč. 11, č. 14, s. 2010–2015, 2017, doi: 10.1049/iet-map.2017.0042.
- [38] R. Parashkov, E. Becker, T. Riedl, H. H. Johannes, a W. Kowalsky, „Large area electronics using printing methods", *Proc. IEEE*, roč. 93, č. 7, s. 1321–1329, 2005, doi: 10.1109/JPROC.2005.850304.
- [39] Y. Niu *et al.*, „The new generation of soft and wearable electronics for health monitoring in varying environment: From normal to extreme conditions", *Mater. Today*, roč. 41, č. xx, s. 219–242, 2020, doi: 10.1016/j.mattod.2020.10.004.
- [40] E. W. Paul, A. J. Ricco, a M. S. Wrighton, „Resistance of polyaniline films as a function of electrochemical potential and the fabrication of polyaniline-based microelectronic devices", *J. Phys. Chem.*, roč. 89, č. 8, s. 1441–1447, 1985, doi: 10.1021/j100254a028.
- [41] F. Louwet *et al.*, „PEDOT/PSS: Synthesis, characterization, properties and applications", *Synth. Met.*, roč. 135–136, s. 115–117, 2003, doi: 10.1016/S0379-6779(02)00518-0.
- [42] P. Andersson, R. Forchheimer, P. Tehrani, a M. Berggren, „Printable all-organic electrochromic active-matrix displays", *Adv. Funct. Mater.*, roč. 17, č. 16, s. 3074–3082, 2007, doi: 10.1002/adfm.200601241.
- [43] T. Stöcker, A. Köhler, a R. Moos, „Why does the electrical conductivity in PEDOT:PSS decrease with PSS content? A study combining thermoelectric measurements with impedance spectroscopy", *J. Polym. Sci. Part B Polym. Phys.*, roč. 50, č. 14, s. 976–983, 2012, doi: 10.1002/polb.23089.
- [44] A. Elschner, S. Kirchmeyer, W. Lövenich, U. Merker, a K. Reuter, *PEDOT: Principles and applications of an intrinsically conductive polyme*. 2010.
- [45] G. Scheiblin, R. Coppard, R. M. Owens, P. Mailley, a G. G. Malliaras, „Referenceless pH Sensor using Organic Electrochemical Transistors", *Adv. Mater. Technol.*, roč. 2, č. 2, s. 1–5, 2017, doi:

- 10.1002/admt.201600141.
- [46] W. Hai *et al.*, „Human influenza virus detection using sialyllactose-functionalized organic electrochemical transistors”, *Sensors Actuators, B Chem.*, roč. 260, s. 635–641, 2018, doi: 10.1016/j.snb.2018.01.081.
- [47] P. Andersson Ersman, D. Nilsson, J. Kawahara, G. Gustafsson, a M. Berggren, „Fast-switching all-printed organic electrochemical transistors”, *Org. Electron.*, roč. 14, č. 5, s. 1276–1280, 2013, doi: 10.1016/j.orgel.2013.02.027.
- [48] M. Galiński, A. Lewandowski, a I. Stepniak, „Ionic liquids as electrolytes”, *Electrochim. Acta*, roč. 51, č. 26, s. 5567–5580, 2006, doi: 10.1016/j.electacta.2006.03.016.
- [49] D. Nilsson, *An Organic Electrochemical Transistor for Printed Sensors and Logic*, č. 921. 2005.
- [50] G. Tarabella, C. Santato, S. Y. Yang, S. Iannotta, G. G. Malliaras, a F. Cicoira, „Effect of the gate electrode on the response of organic electrochemical transistors”, *Appl. Phys. Lett.*, roč. 97, č. 12, s. 1–4, 2010, doi: 10.1063/1.3491216.
- [51] D. Khodagholy *et al.*, „In vivo recordings of brain activity using organic transistors”, *Nat. Commun.*, roč. 4, 2013, doi: 10.1038/ncomms2573.
- [52] W. Lee *et al.*, „Nonthrombogenic, stretchable, active multielectrode array for electroanatomical mapping”, *Sci. Adv.*, roč. 4, č. 10, s. 1–8, 2018, doi: 10.1126/sciadv.aau2426.
- [53] C. Pitsalidis *et al.*, „Biomimetic Electronic Devices for Measuring Bacterial Membrane Disruption”, *Adv. Mater.*, roč. 30, č. 39, s. 1–8, 2018, doi: 10.1002/adma.201803130.
- [54] P. Kar, *Doping in Conjugated Polymers*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2013.
- [55] P. Cvi, *Elektromagnetické a mechanické vlastnosti kompozitů s různou polymerní maticí*. 2017.
- [56] M. Z. Szymanski, D. Tu, a R. Forchheimer, „2-D Drift-Diffusion Simulation of Organic Electrochemical Transistors”, *IEEE Trans. Electron Devices*, roč. 64, č. 12, s. 5114–5120, 2017, doi: 10.1109/TED.2017.2757766.
- [57] G. Horowitz, R. Hajlaoui, R. Bourguiga, a M. Hajlaoui, „Theory of the organic field-effect transistor”, *Synth. Met.*, roč. 101, č. 1, s. 401–404, 1999, doi: 10.1016/S0379-6779(98)00313-0.
- [58] T. Johansson, N.-K. Persson, a O. Inganäs, „Moving Redox Fronts in Conjugated Polymers Studies from Lateral Electrochemistry in Polythiophenes”, *J. Electrochem. Soc.*, roč. 151, č. 4, s. E119, 2004, doi: 10.1149/1.1649749.
- [59] J. Newman, „Resistance for Flow of Current to a Disk”, *J. Electrochem. Soc.*, roč. 113, č. 5, s. 501, 1966, doi: 10.1149/1.2424003.
- [60] A. K. Ahuja, M. R. Behrend, J. J. Whalen, M. S. Humayun, a J. D. Weiland, „The dependence of spectral impedance on disc microelectrode radius”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, roč. 55, č. 4, s. 1457–1460, 2008, doi: 10.1109/TBME.2007.912430.
- [61] V. Van Tran, N. H. T. Tran, H. S. Hwang, a M. Chang, „Development strategies of conducting polymer-based electrochemical biosensors for virus biomarkers: Potential for rapid COVID-19 detection.”, *Biosens. Bioelectron.*, roč. 182, č. January, s. 113192, 2021, doi: 10.1016/j.bios.2021.113192.
- [62] I. Gualandi, M. Marzocchi, A. Achilli, D. Cavedale, A. Bonfiglio, a B. Fraboni, „Textile Organic Electrochemical Transistors as a Platform for Wearable Biosensors”, *Sci. Rep.*, roč. 6, č. September, s. 1–10, 2016, doi: 10.1038/srep33637.
- [63] G. A. Torres Sevilla a M. M. Hussain, „Printed organic and inorganic electronics: Devices to systems”, *IEEE J. Emerg. Sel. Top. Circuits Syst.*, roč. 7, č. 1, s. 147–160, 2017, doi: 10.1109/JETCAS.2016.2619979.
- [64] L. Basiricò, „Inkjet Printing of Organic Transistor Devices”, *Univ. Cagliari*, č. March, 2012.
- [65] HW.CZ, „Aerosol Jet printing aneb když tranzistor prochází tryskou”, 2015. <http://vyvoj.hw.cz/trendy/aerosol-jet-printing-aneb-kdyz-tranzistor-prochazi-tryskou.html>.
- [66] B. Derby, „Inkjet printing of functional and structural materials: Fluid property requirements, feature stability, and resolution”, *Annu. Rev. Mater. Res.*, roč. 40, s. 395–414, 2010, doi: 10.1146/annurev-matsci-070909-104502.
- [67] P. Ullrich, „ANALÝZA A KLASIFIKACE DAT ZE SNÍMAČE MOZKOVÉ AKTIVITY”, VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ, 2019.
- [68] J. Rivnay *et al.*, „High-performance transistors for bioelectronics through tuning of channel thickness”, *Sci. Adv.*, roč. 1, č. 4, s. 1–5, 2015, doi: 10.1126/sciadv.1400251.
- [69] C. Liao a F. Yan, „Organic semiconductors in organic thin-film transistor-based chemical and biological sensors”, *Polym. Rev.*, roč. 53, č. 3, s. 352–406, 2013, doi: 10.1080/15583724.2013.808665.
- [70] P. Lin, X. Luo, I. M. Hsing, a F. Yan, „Organic electrochemical transistors integrated in flexible microfluidic systems and used for label-free DNA sensing”, *Adv. Mater.*, roč. 23, č. 35, s. 4035–4040, 2011, doi: 10.1002/adma.201102017.

- [71] S. V. Vemula, J. Zhao, J. Liu, X. W. Xue, S. Biswas, a I. Hewlett, „Current approaches for diagnosis of influenza virus infections in humans”, *Viruses*, roč. 8, č. 4, s. 1–15, 2016, doi: 10.3390/v8040096.
- [72] W. Hai *et al.*, „Specific Recognition of Human Influenza Virus with PEDOT Bearing Sialic Acid-Terminated Trisaccharides”, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, roč. 9, č. 16, s. 14162–14170, 2017, doi: 10.1021/acsami.7b02523.
- [73] G. C. Lee, E. S. Jeon, W. S. Kim, D. T. Le, J. H. Yoo, a C. K. Chong, „Evaluation of a rapid diagnostic test, NanoSign® Influenza A/B Antigen, for detection of the 2009 pandemic influenza A/H1N1 viruses”, *Virolog. J.*, roč. 7, s. 1–5, 2010, doi: 10.1186/1743-422X-7-244.
- [74] C. Lee, M. A. Gaston, A. A. Weiss, a P. Zhang, „Colorimetric viral detection based on sialic acid stabilized gold nanoparticles”, *Biosens. Bioelectron.*, roč. 42, č. 1, s. 236–241, 2013, doi: 10.1016/j.bios.2012.10.067.
- [75] S. Hideshima *et al.*, „Attomolar detection of influenza A virus hemagglutinin human H1 and avian H5 using glycan-blotted field effect transistor biosensor”, *Anal. Chem.*, roč. 85, č. 12, s. 5641–5644, 2013, doi: 10.1021/ac401085c.
- [76] J. Liao *et al.*, „Organic electrochemical transistor based biosensor for detecting marine diatoms in seawater medium”, *Sensors Actuators, B Chem.*, roč. 203, s. 677–682, 2014, doi: 10.1016/j.snb.2014.07.052.
- [77] S. Cao, J. D. Wang, H. S. Chen, a D. R. Chen, „Progress of marine biofouling and antifouling technologies”, *Chinese Sci. Bull.*, roč. 56, č. 7, s. 598–612, 2011, doi: 10.1007/s11434-010-4158-4.
- [78] R. Lewin, „Microbial Adhesion Is a Sticky Problem A greater understanding of the mechanisms by which microorganisms form layers is needed , both for prevention and manipulation”, *Am. Assoc. Adv. Sci.*, roč. 224, č. 4647, s. 375–377, 1984, doi: 10.1126/science.6143401.
- [79] M. Ghittorelli *et al.*, „High-sensitivity ion detection at low voltages with current-driven organic electrochemical transistors”, *Nat. Commun.*, roč. 9, č. 1, s. 1–10, 2018, doi: 10.1038/s41467-018-03932-3.
- [80] S. Demuru, B. P. Kunnel, a D. Briand, „Thin film organic electrochemical transistors based on hybrid PANI/PEDOT:PSS active layers for enhanced pH sensing”, *Biosens. Bioelectron. X*, roč. 7, 2021, doi: 10.1016/j.biosx.2021.100065.
- [81] P. Lin, F. Yan, J. Yu, H. L. W. Chan, a M. Yang, „The application of organic electrochemical transistors in cell-based biosensors”, *Adv. Mater.*, roč. 22, č. 33, s. 3655–3660, 2010, doi: 10.1002/adma.201000971.
- [82] C. Yao, C. Xie, P. Lin, F. Yan, P. Huang, a I. M. Hsing, „Organic electrochemical transistor array for recording transepithelial ion transport of human airway epithelial cells”, *Adv. Mater.*, roč. 25, č. 45, s. 6575–6580, 2013, doi: 10.1002/adma.201302615.
- [83] P. C. Hutter, T. Rothlander, G. Scheipl, a B. Stadlober, „All Screen-Printed Logic Gates Based on Organic Electrochemical Transistors”, *IEEE Trans. Electron Devices*, roč. 62, č. 12, s. 4231–4236, 2015, doi: 10.1109/TED.2015.2491342.
- [84] D. Nilsson, N. Robinson, M. Berggren, a R. Forchheimer, „Electrochemical logic circuits”, *Adv. Mater.*, roč. 17, č. 3, s. 353–358, 2005, doi: 10.1002/adma.200401273.
- [85] „Tranzistor typu MOSFET s vodivým kanálem”. <https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/600>.
- [86] Neznámý, „NX3020NAKW”, 2013. <https://www.nexperia.com/products/mosfets/small-signal-mosfets/NX3020NAKW.html>.
- [87] D. Braga a G. Horowitz, „High-Performance organic field-effect transistors”, *Adv. Mater.*, roč. 21, č. 14–15, s. 1473–1486, 2009, doi: 10.1002/adma.200802733.
- [88] G. Horowitz, R. Hajlaoui, H. Bouchriha, R. Bourguiga, a M. Hajlaoui, „Concept of ‘threshold voltage’ in organic field-effect transistors”, *Adv. Mater.*, roč. 10, č. 12, s. 923–927, 1998, doi: 10.1002/(SICI)1521-4095(199808)10:12<923::AID-ADMA923>3.0.CO;2-W.
- [89] F. De Boroli, „CHARACTERIZATION OF ORGANIC ELECTROCHEMICAL TRANSISTORS PRINTED WITH 3D - STEREO LITHOGRAPHY”, 2019.
- [90] K. Melzer, M. Brändlein, B. Popescu, D. Popescu, P. Lugli, a G. Scarpa, „Characterization and simulation of electrolyte-gated organic field-effect transistors”, *Faraday Discuss.*, roč. 174, s. 399–411, 2014, doi: 10.1039/c4fd00095a.
- [91] K. F. Seidel, „Vertical electrolyte transistor operating at very low voltage and high current density”, *arXiv*, s. 1–6, 2019.
- [92] L. H. Jimison *et al.*, „Measurement of barrier tissue integrity with an organic electrochemical transistor”, *Adv. Mater.*, roč. 24, č. 44, s. 5919–5923, 2012, doi: 10.1002/adma.201202612.
- [93] L. Chen *et al.*, „Organic Electrochemical Transistors for the Detection of Cell Surface Glycans”, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, roč. 10, č. 22, s. 18470–18477, 2018, doi: 10.1021/acsami.8b01987.
- [94] G. Tarabella *et al.*, „Irreversible evolution of eumelanin redox states detected by an organic electrochemical transistor: En route to bioelectronics and biosensing”, *J. Mater. Chem. B*, roč. 1, č.



- 31, s. 3843–3849, 2013, doi: 10.1039/c3tb20639d.
- [95] X. Guo *et al.*, „Label-free and sensitive sialic acid biosensor based on organic electrochemical transistors”, *Sensors Actuators, B Chem.*, roč. 240, s. 1075–1082, 2017, doi: 10.1016/j.snb.2016.09.099.
- [96] G. Tarabella *et al.*, „A single cotton fiber organic electrochemical transistor for liquid electrolyte saline sensing”, *J. Mater. Chem.*, roč. 22, č. 45, s. 23830–23834, 2012, doi: 10.1039/c2jm34898e.
- [97] E. Bihar, Y. Deng, T. Miyake, M. Saadaoui, G. G. Malliaras, a M. Rolandi, „A Disposable paper breathalyzer with an alcohol sensing organic electrochemical transistor”, *Sci. Rep.*, roč. 6, č. May, s. 2–7, 2016, doi: 10.1038/srep27582.
- [98] D. Khodagholy *et al.*, „Organic electrochemical transistor incorporating an ionogel as a solid state electrolyte for lactate sensing”, *J. Mater. Chem.*, roč. 22, č. 10, s. 4440–4443, 2012, doi: 10.1039/c2jm15716k.
- [99] X. Qing *et al.*, „Wearable Fiber-Based Organic Electrochemical Transistors as a Platform for Highly Sensitive Dopamine Monitoring”, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, roč. 11, č. 14, s. 13105–13113, 2019, doi: 10.1021/acsami.9b00115.
- [100] Y. Wang *et al.*, „The woven fiber organic electrochemical transistors based on polypyrrole nanowires/reduced graphene oxide composites for glucose sensing”, *Biosens. Bioelectron.*, roč. 95, s. 138–145, 2017, doi: 10.1016/j.bios.2017.04.018.
- [101] P. Electronics, „configuration relies on a robust structure in which the electrolyte vertically bridges the bottom d M us pt”, 2017.
- [102] T. Blaudeck *et al.*, „Simplified large-area manufacturing of organic electrochemical transistors combining printing and a self-aligning laser ablation step”, *Adv. Funct. Mater.*, roč. 22, č. 14, s. 2939–2948, 2012, doi: 10.1002/adfm.201102827.
- [103] D. Tu, D. Nilsson, a R. Forchheimer, „Electrochromic electrochemical transistors gated with polyelectrolyte- decorated amyloid fibrils”, *IEEE/OSA J. Disp. Technol.*, roč. 9, č. 9, s. 755–759, 2013, doi: 10.1109/JDT.2013.2278015.
- [104] P. C. Hütter, T. Rothländer, A. Haase, G. Trimmel, a B. Stadlober, „Influence of geometry variations on the response of organic electrochemical transistors”, *Appl. Phys. Lett.*, roč. 103, č. 4, 2013, doi: 10.1063/1.4816781.
- [105] T. Rothlander, P. C. Hutter, E. Renner, H. Gold, A. Haase, a B. Stadlober, „Nanoimprint lithography-structured organic electrochemical transistors and logic circuits”, *IEEE Trans. Electron Devices*, roč. 61, č. 5, s. 1515–1519, 2014, doi: 10.1109/TED.2014.2312986.
- [106] E. Zeglio *et al.*, „Conjugated Polyelectrolyte Blends for Electrochromic and Electrochemical Transistor Devices”, *Chem. Mater.*, roč. 27, č. 18, s. 6385–6393, 2015, doi: 10.1021/acs.chemmater.5b02501.
- [107] P. C. Hütter, A. Fian, K. Gatterer, a B. Stadlober, „Efficiency of the Switching Process in Organic Electrochemical Transistors”, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, roč. 8, č. 22, s. 14071–14076, 2016, doi: 10.1021/acsami.6b02698.
- [108] E. Zeglio, J. Eriksson, R. Gabrielsson, N. Solin, a O. Inganäs, „Highly Stable Conjugated Polyelectrolytes for Water-Based Hybrid Mode Electrochemical Transistors”, *Adv. Mater.*, roč. 29, č. 19, s. 6–11, 2017, doi: 10.1002/adma.201605787.
- [109] E. Zeglio, M. M. Schmidt, M. Thelakkat, R. Gabrielsson, N. Solin, a O. Inganäs, „Conjugated Polyelectrolyte Blends for Highly Stable Accumulation-Mode Electrochemical Transistors”, *Chem. Mater.*, roč. 29, č. 10, s. 4293–4300, 2017, doi: 10.1021/acs.chemmater.7b00474.

## Přílohy

### Příloha A – Souhrn aplikačních možností OECT tranzistoru

Tab. 5) Souhrn aplikací pro OECT tranzistory.

| Možné aplikace OECT tranzistorů     |                              |       |
|-------------------------------------|------------------------------|-------|
| Senzorika:                          |                              |       |
| <b>Elektrofyzilogické senzory:</b>  |                              | Lit.  |
|                                     | Mozkové aktivity             | [51]  |
|                                     | Srdeční aktivity             | [52]  |
| <b>Buněčné senzory:</b>             |                              |       |
|                                     | Buněčného oddělení           | [81]  |
|                                     | Celistvost bariérové tkáně   | [92]  |
|                                     | Odumření buňky               | [24]  |
|                                     | Transport iontů v buňce      | [82]  |
|                                     | Povrchových biomolekul buňky | [93]  |
| <b>Bakteriální/virové senzory:</b>  |                              |       |
|                                     | Bakterií                     | [53]  |
|                                     | Virů                         | [61]  |
| <b>Senzory biomolekul a enzymů:</b> |                              |       |
|                                     | Glukózy                      | [3]   |
|                                     | Dopaminu                     | [27]  |
|                                     | Adrenalinu                   | [29]  |
|                                     | Melaninu                     | [94]  |
|                                     | Kyseliny gallové             |       |
|                                     | Vitamínu C                   | [25]  |
|                                     | Aminokyselin                 | [75]  |
|                                     | Kyseliny sialové             | [95]  |
| <b>Senzory iontů</b>                |                              |       |
|                                     | Kationtů                     | [22]  |
|                                     | pH                           | [23]  |
| <b>Nositelné senzory</b>            |                              |       |
|                                     | Iontů                        | [96]  |
|                                     | Alkoholu                     | [97]  |
|                                     | Laktátu                      | [98]  |
|                                     | Dopaminu                     | [99]  |
|                                     | Aminokyselin                 | [29]  |
|                                     | Glukózy                      | [100] |

Tab. 5) Pokračování.

| Možné aplikace OECT tranzistorů |                          |       |
|---------------------------------|--------------------------|-------|
| Logické a jiné obvody:          |                          |       |
| Flexibilní elektronika:         |                          | Lit.  |
|                                 | Inventory                | [7]   |
|                                 | NAND                     | [101] |
|                                 | NOR                      | [32]  |
|                                 | 2bitové dékódery         | [8]   |
|                                 | 4vstupové multiplexory   | [83]  |
|                                 | Bistabilní klopné obvody | [1]   |
|                                 | Posuvné registry         | [83]  |

## Příloha B – Přehled parametrů OECT tranzistorů

Tab. 6) Různé OECT tranzistory s jejich dynamickými parametry a mezními proudy.

| Topologie  | Materiál         |   |                         | $I_{DS}$ (A)          |                       | (-)                    | t (s)                |                      | Lit.  |
|------------|------------------|---|-------------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|----------------------|----------------------|-------|
|            | Elektrody(G,D,S) | Kanál   | Elektrolyt              | ON                    | OFF                   | $I_{ON}/I_{OFF}$       | $t_{ON}$             | $t_{OFF}$            |       |
| Vertikální | PEDOT:PSS        | PEDOT:PSS   | 1) + NaClO <sub>4</sub> | -                     | -                     | 10 <sup>2</sup>        | 15 – 16              | 17 – 18              | [32]  |
| Vertikální | PEDOT:PSS, -     | PEDOT:PSS   | -                       | 8·10 <sup>-5</sup>    | 8·10 <sup>-7</sup>    | 10 <sup>2</sup>        | 0.16                 | 0,46                 | [102] |
| Vertikální | PEDOT:PSS, C     | PEDOT:PSS   | 1)                      | 1,05·10 <sup>-3</sup> | 1,4·10 <sup>-6</sup>  | 5 - 10·10 <sup>2</sup> | ~ 5·10 <sup>-3</sup> | ~ 3·10 <sup>-2</sup> | [47]  |
| Vertikální | PEDOT:PSS, C     | PEDOT:PSS   | 2)                      | 1·10 <sup>-4</sup>    | 3·10 <sup>-8</sup>    | 4·10 <sup>3</sup>      | 5·10 <sup>-3</sup>   | 2·10 <sup>-2</sup>   | [9]   |
| Laterální  | PEDOT:PSS        | PEDOT:PSS   | 3)                      | -                     | -                     | 1,5·10 <sup>3</sup>    | ~ 5                  | ~ 12                 | [103] |
| Laterální  | PEDOT:PSS        | PEDOT:PSS   | 1)                      | 4,5·10 <sup>-5</sup>  | 2,7·10 <sup>-8</sup>  | 1,6·10 <sup>3</sup>    | 0,4                  | 3,3                  | [104] |
| Laterální  | PEDOT:PSS        | PEDOT:PSS   | 1)                      | 6,4·10 <sup>-7</sup>  | 1·10 <sup>-10</sup>   | 1·10 <sup>4</sup>      | 3·10 <sup>-2</sup>   | 0,9                  | [105] |
| Laterální  | C                | PEDOT:PSS   | -                       | 2,4·10 <sup>-4</sup>  | 3,2·10 <sup>-8</sup>  | 7,5·10 <sup>3</sup>    | -                    | -                    | [83]  |
| Vertikální | PEDOT:PSS, Au    | PTEBS   | 4)-                     | -                     | -                     | 5,1·10 <sup>2</sup>    | 4·10 <sup>-1</sup>   | 6,9                  | [106] |
| Vertikální | PEDOT:PSS, Au    | PTEBS:PEDOT-S 1:1                                     | 4)-                     | -                     | -                     | 4,6·10 <sup>2</sup>    | 4,5·10 <sup>-2</sup> | 7,1·10 <sup>-2</sup> | [106] |
| Vertikální | PEDOT:PSS, Au    | PTEBS:PEDOT-S 3:2                                     | 4)-                     | -                     | -                     | 10,8·10 <sup>2</sup>   | 4·10 <sup>-2</sup>   | 1,9·10 <sup>-1</sup> | [106] |
| Vertikální | PEDOT:PSS, Au    | PTEBS:PEDOT-S 2:1                                     | 4)-                     | -                     | -                     | 7·10 <sup>2</sup>      | 3·10 <sup>-2</sup>   | 1,9·10 <sup>-1</sup> | [106] |
| Laterální  | C                | PEDOT:PSS   | CaCl <sub>2</sub> gel   | 3,2·10 <sup>-4</sup>  | 3,9·10 <sup>-8</sup>  | 8,2·10 <sup>3</sup>    | -                    | -                    | [107] |
| Vertikální | Ag               | PEDOT:PSS   | 5)                      | 4,93·10 <sup>-4</sup> | 8,65·10 <sup>-7</sup> | 7,3·10 <sup>2</sup>    | 2,5·10 <sup>-2</sup> | 1,9·10 <sup>-1</sup> | [8]   |
| Vertikální | Ag/AgCl, Au      | PEDOT-S:(Nonyl)NH <sub>3</sub>                        | KCl                     | -                     | -                     | 9,9·10 <sup>2</sup>    | 9·10 <sup>-3</sup>   | 1,2·10 <sup>-3</sup> | [108] |
| Vertikální | Ag/AgCl, Au      | PEDOT-S   | BMIM BF <sub>4</sub>    | -                     | -                     | 1,5·10 <sup>3</sup>    | 5,8·10 <sup>-2</sup> | 4·10 <sup>-3</sup>   | [108] |
| Vertikální | PEDOT:PSS, Au    | PTHS:PEDOT-S 1:1                                      | 4)                      | -                     | -                     | 8,8·10 <sup>4</sup>    | 1,6·10 <sup>-2</sup> | 9,1                  | [109] |
| Vertikální | PEDOT:PSS, Au    | PTHS:[PEDOTS:(Oct) <sub>2</sub> NH <sub>2</sub> ] 1:1 | 4)                      | -                     | -                     | 4,4·10 <sup>4</sup>    | 1,1·10 <sup>-2</sup> | 7,9·10 <sup>-2</sup> | [109] |
| Vertikální | PEDOT:PSS, Au    | PTHS  | 4)                      | -                     | -                     | 3,1·10 <sup>4</sup>    | 6,2·10 <sup>-2</sup> | 0,4                  | [109] |

1) (PSSNa)/D-sorbitol/glycerol/demineralizovaná voda, 2) poly[(kvartérní imidazolium) chlorid], 3) PTAA/komplex amyloidních fibril, 4) PHEM síť uvnitř IL BMIM BF<sub>4</sub> 5) AFI VV009