



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA CHEMICKÁ

FACULTY OF CHEMISTRY

## ÚSTAV FYZIKÁLNÍ A SPOTŘEBNÍ CHEMIE

INSTITUTE OF PHYSICAL AND APPLIED CHEMISTRY

# STUDIUM VLASTNOSTÍ TRANZISTORŮ S IONTOVÝMI KAPALINAMI

STUDY OF TRANSISTOR PROPERTIES WITH IONIC LIQUIDS

## DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

## AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Martina Mitáčková

## VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Oldřich Zmeškal, CSc.

BRNO 2021

## Zadání diplomové práce

Číslo práce: FCH-DIP1510/2020 Akademický rok: 2020/21  
Ústav: Ústav fyzikální a spotřební chemie  
Studentka: **Bc. Martina Mitáčková**  
Studijní program: Chemie pro medicínské aplikace  
Studijní obor: Chemie pro medicínské aplikace  
Vedoucí práce: **prof. Ing. Oldřich Zmeškal, CSc.**

### Název diplomové práce:

Studium vlastností tranzistorů s iontovými kapalinami

### Zadání diplomové práce:

1. Pojedejte o vlastnostech iontových kapalin s ohledem na studium teplotních závislostí jejich elektrických a dielektrických vlastností.
2. Připravte tranzistory s iontovými kapalinami a proměřte teplotní závislosti jejich elektrických a dielektrických charakteristik.
3. Interpretujte naměřené výsledky především z hlediska rychlosti odezvy spínání a velikosti spínacích proudů.
4. Výsledky zpracujte do diplomové práce.

### Termín odevzdání diplomové práce: 30.7.2021:

Diplomová práce se odevzdává v děkanem stanoveném počtu exemplářů na sekretariát ústavu. Toto zadání je součástí diplomové práce.

-----  
Bc. Martina Mitáčková  
student(ka)

-----  
prof. Ing. Oldřich Zmeškal, CSc.  
vedoucí práce

-----  
prof. Ing. Miloslav Pekař, CSc.  
vedoucí ústavu

V Brně dne 1.2.2021

-----  
prof. Ing. Martin Weiter, Ph.D.  
děkan

## **ABSTRAKT**

Tato diplomová práce je zaměřena na studium elektrických a dielektrických vlastností tranzistorů na bázi iontových kapalin.

Měření probíhalo na organických elektrochemických tranzistorech s polovodivým kanálem z PEDOT:PSS, které byly nejprve vyráběny na substrátech ITO, později byly natištěny pomocí 3D tisku. Při měření jejich vlastností byla použita iontová kapalina NO<sub>4</sub> (1-butyl-3-methylimidazolium hydrogensíran). Elektrické vlastnosti byly zjišťovány měřením volt-ampérových charakteristik, dielektrické vlastnosti byly změřeny pomocí impedanční spektroskopie.

## **ABSTRACT**

This diploma thesis is focused on the study of electric and dielectric properties of transistors based on ionic liquids.

The measurements were performed on organic electrochemical transistors with a semiconducting channel made of PEDOT:PSS, which were firstly prepared on ITO substrates, later they were printed using 3D print. Ionic liquid NO<sub>4</sub> (1-butyl-3-methylimidazolium hydrogensulfate) was used for measuring of the properties. Electrical properties were determined by measuring volt-ampere characteristics, dielectric properties were measured by impedance spectroscopy.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Iontové kapaliny, PEDOT:PSS, volt-ampérové charakteristiky, impedanční spektroskopie, organický elektrochemický tranzistor, organický polem řízený tranzistor

## **KEYWORDS**

Ionic liquids, PEDOT:PSS, current-voltage characteristics, impedance spectroscopy, organic electrochemical transistor, organic field-effect transistor

MITÁČKOVÁ, Martina. *Studium vlastností tranzistorů s iontovými kapalinami*. Brno, 2021. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/131666>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta chemická, Ústav fyzikální a spotřební chemie. Vedoucí práce prof. Ing. Oldřich Zmeškal, CSc.

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a že všechny použité literární zdroje jsem správně a úplně citovala. Diplomová práce je z hlediska obsahu majetkem Fakulty chemické VUT v Brně a může být využita ke komerčním účelům jen se souhlasem vedoucího diplomové práce a děkana FCH VUT.

.....  
podpis studenta

### ***Poděkování:***

Chtěla bych poděkovat panu prof. Ing. Oldřichu Zmeškalovi, CSc. za cenné rady a vstřícný přístup, panu Ing. Janu Pospíšilovi, Ph.D. a Janu Blahutovi za spolupráci v laboratoři a panu Ing. Štěpánu Mitáčkovi za čas a podporu.

## OBSAH

1	Úvod .....	6
2	Teoretická část .....	7
2.1	Organické tenkovrstvé tranzistory .....	7
2.1.1	Konstrukce OTFT .....	8
2.2	Organický polem řízený tranzistor .....	9
2.2.1	OFET s polovodivou vrstvou typu p .....	10
2.2.2	OFET s polovodivou vrstvou typu n .....	11
2.3	Organický elektrochemický tranzistor .....	11
2.4	Polovodivá aktivní vrstva .....	13
2.4.1	Poly(3,4-ethylendioxythiofen): poly(styren sulfonát) (PEDOT:PSS) .....	13
2.5	Iontové kapaliny .....	14
2.5.1	Iontové kapaliny kapalně při pokojové teplotě .....	15
2.5.2	Vlastnosti iontových kapalin .....	16
2.5.3	Využití iontových kapalin .....	18
2.6	Využití OTFT s iontovými kapalinami .....	19
2.6.1	Senzory .....	19
2.6.2	Biosenzory .....	19
2.6.3	Neuromorfí zařízení .....	20
2.7	Elektrické a dielektrické vlastnosti tranzistorů .....	21
2.7.1	Elektrické vlastnosti .....	21
2.7.2	Dielektrické vlastnosti .....	22
3	Experimentální část .....	25
3.1	Elektrodové systémy a jejich příprava .....	25
3.1.1	Zapojení elektrodových systémů .....	26
3.1.2	Použité materiály .....	29
3.2	Metody studia tranzistorů .....	29
3.2.1	Použité měřicí přístroje .....	29
4	Výsledky a diskuze .....	31
4.1.1	Měření volt-amperových charakteristik .....	31
4.1.2	Impedanční spektroskopie .....	36
5	Závěr .....	43
6	Seznam použitých zdrojů .....	44
7	Seznam zkratk a symbolů .....	47

# 1 ÚVOD

Nejběžnějšími typy organických tenkovrstvých tranzistorů jsou organický elektrochemický tranzistor a organický plem řízený tranzistor. Tyto tranzistory se skládají ze tří elektrod: řídicí (gate), zdrojové (source) a odtokové (drain). Zdrojovou a odtokovou elektrodu propojuje organický polovodivý kanál, který bývá nejčastěji vyroben z poly(3,4-etyhedioxythiofen):poly(styrenulfonát) PEDOTu:PSS. Po aplikaci elektrického napětí mezi zdrojovou a odtokovou elektrodu dochází k průchodu elektrického proudu přes polovodivý kanál. Tento proud je možné ovlivňovat napětím přiloženým na řídicí elektrodu.

Iontové kapaliny jsou látky podobné solím. Skládají se z většího organického kationtu a z menšího aniontu, který může být organický nebo anorganický. Většina iontových kapalin je kapalná za pokojové teploty. Tyto vodivé a netěkavé látky se využívají v kondenzátorech, bateriích, senzorech nebo biosenzorech.

Tato práce se zabývá sledováním elektrických a dielektrických vlastností organických elektrochemických tranzistorů na bázi iontových kapalin. Při měření byla použita iontová kapalina No4 (1-butyl-3-methylimidazolium hydrogensíran).

## 2 TEORETICKÁ ČÁST

### 2.1 Organické tenkovrstvé tranzistory

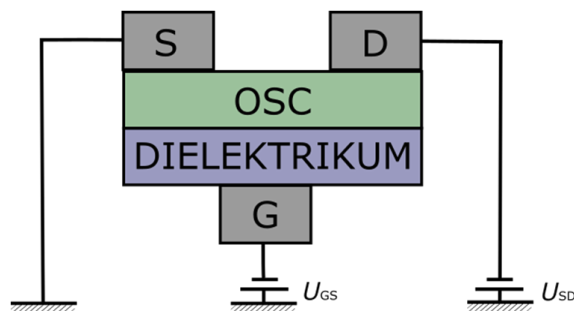
Organická elektronika, včetně organických tenkovrstvých tranzistorů (Organic Thin-Film Transistors; OTFT), poslední dobou významně přispívá k rozvoji vědy a techniky. Díky kombinacím vlastností, např. flexibilita nebo nízkonákladová výroba za nízké teploty, patří mezi alternativy k běžným konvenčním tenkovrstvým tranzistorům (TFT) založených na anorganických materiálech (Si, Ge, GaAs). Bylo zjištěno, že OTFT jsou zvláště vhodné pro nízkonákladovou radiofrekvenční identifikaci (RFID), velkoplošné displeje a jednorázové fyzikální/chemické/biologické senzory. Senzory na bázi OTFT jsou schopné specificky detekovat analyty a naměřený signál převést na čitelný nebo zapisovatelný signál. Využití těchto chemických a biologických senzorů je možné při monitorování životního prostředí, lékařské diagnostiky, řízení procesů nebo dodávání léčiv. Díky funkcím zesilování, vysoké citlivosti, laditelnosti výkonu a snadné miniaturizaci a integraci se v poslední době zájem o TFT zvyšuje.

Senzory na bázi organických polovodičů je možné připravit při nízké teplotě, což je nákladově efektivnější ve srovnání s jinými typy tranzistorů na bázi křemíku, uhlíkových nanotrubic a grafenu. Jejich příprava probíhá pomocí spin-coatingu, inkoustového tisku nebo sítotisku. Vzhledem k jejich vysoké citlivosti, biokompatibilitě a flexibilitě slouží OTFT jako ideální platforma pro jednorázové vysoce výkonné senzory [1].

Konvenční technologie výroby křemíkových tranzistorů zahrnují použití vysokých teplot, vakua a fotolitografického modelování. OTFT mohou díky jednoduššímu procesu výroby tyto technologie nahradit. Navíc jsou díky mechanické flexibilitě kompatibilní s plastovými substráty používanými v lehkých a skládacích zařízeních. Kvůli horní hranici spínací rychlosti nejsou vhodné pro nahrazení anorganických TFT, ale mají velký potenciál pro širokou škálu jiných aplikací, např. elektronické noviny nebo velkoplošné flexibilní displeje [2].

V základním provedení a funkci jsou OTFT obdobou svého anorganického protějšku. Skládají se ze tří elektrod: zdrojová (source; S), odtoková (drain; D) a řídicí (gate; G). Zdrojová a odtoková elektroda jsou vzájemně propojeny aktivní vrstvou (Organic semiconductor; OSC). Napětí vložené na řídicí elektrodu ovlivňuje tok proudu mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou. Tranzistory mohou být ve dvou módech: „ON“ a „OFF“. Pokud je v módu „ON“, tak aktivní vrstvou prochází velký proud, naopak v módu „OFF“ je tento proud velmi nízký. Mezi těmito módy lze přepínat pomocí napětí vloženého na řídicí elektrodu. Na základě geometrické struktury a mechanismu se OTFT rozdělují do dvou primárních kategorií: organické polemy řízené tranzistory (OFET) a organické elektrochemické tranzistory (OEFT). Po vložení analytu na OTFT v něm dochází k biologické nebo chemické reakci, čímž je možné modulovat proud procházející přes aktivní vrstvu [1] [2].

Na Obr. 1 je pro příklad uvedeno základní schéma zapojení OFET. Napětí vložené mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou je označeno jako  $U_{SD}$  a napětí vložené na řídicí elektrodu je  $U_{GS}$  [2].



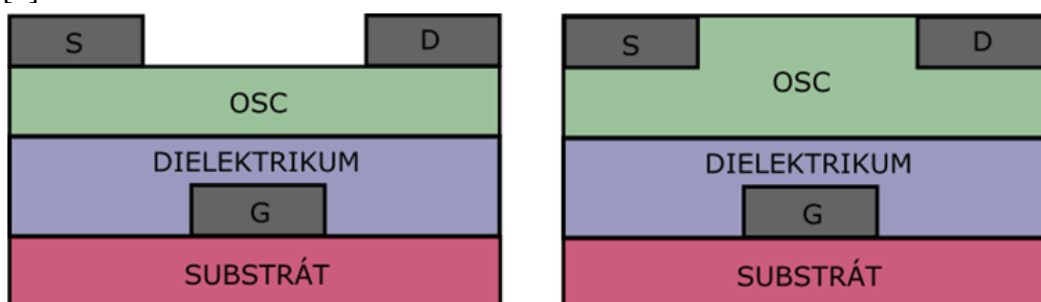
Obr. 1: Příklad zapojení OTFT

Fyzikální veličina pohyblivost (mobilita)  $\mu$  popisuje, jak snadno se mohou v aktivní vrstvě pohybovat nosiče náboje vlivem elektrického pole. Hodnotu pohyblivosti je možné zjistit měřením volt-ampérové charakteristiky, v ideálním případě by měla dosahovat co nejvyšších hodnot. V zařízeních na bázi amorfního křemíku mívá většinou hodnoty v rozmezí  $(0,1-1) \text{ cm}^2/\text{V}$ , organické materiály dosahují hodnot  $(1-10) \text{ cm}^2/\text{V}$ .

V běžných anorganických tranzistorech je aktivní polovodivá vrstva tvořena křemíkem nebo kombinacemi prvků skupiny III–V (Ga, As). V těchto materiálech dochází vlivem napětí vloženého na řídicí elektrodu k hromadění menšinového náboje na dielektrickém rozhraní, např. elektrony v materiálu typu p. Vzniká tak tzv. inverzní vrstva. V tomto kanálu mohou procházet nosiče náboje od zdrojové do odtokové elektrody, což vede k průchodu elektrického proudu. V organických tranzistorech je aktivní polovodivá vrstva tvořena tenkou vrstvou z vysoce konjugovaných molekul nebo polymerů. Podle použité organické látky pak může vznikat kanál typu p nebo kanál typu n. Na rozdíl od anorganických materiálů, v organických tranzistorech prochází proud prostřednictvím majoritních nosičů náboje a inverzní režim zde neexistuje. Přítomnost nečistot a nekonzistentní struktura vedou ke vzniku „pastí“, které inhibují tok nosičů náboje [2].

### 2.1.1 Konstrukce OTFT

Vzhled OTFT je založen na anorganickém polem řízeném tranzistoru s kovovou řídicí elektrodou pokrytou vrstvou oxidu křemičitého (MOSFET). Skládají se ze tří elektrod, dielektrické vrstvy a aktivní polovodivé vrstvy. Na Obr. 2 jsou znázorněny dvě možnosti uspořádání. U prvního typu jsou zdrojová a odtoková elektroda umístěny na polovodivé vrstvě, druhá možnost je pokrytí organickou vrstvou přes elektrody. Lepšího výkonu běžně dosahují tranzistory prvního typu. Pravděpodobně je to způsobeno menším odporem vznikajícím mezi elektrodami a polovodivou vrstvou díky většímu prostoru pro dodávání náboje [2].

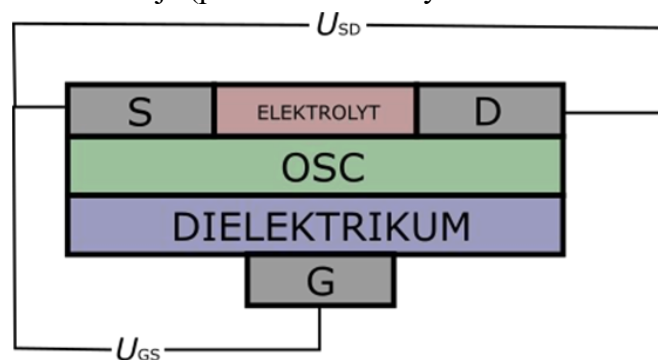


Obr. 2: Nejčastější uspořádání OTFT



## 2.2 Organický palem řízený tranzistor

Organické palem řízené tranzistory (Organic Field-Effect Transistor; OFET) se většinou skládají z organické polovodivé vrstvy, izolační dielektrické vrstvy a tří vodivých elektrod (viz Obr. 3). Obvykle mají dvě základní konfigurace: „Bottom gate“ a „Top gate“. V konfiguraci „Bottom gate“ je řídicí elektroda umístěna na izolační dielektrické vrstvě pod polovodivým kanálem. „Top gate“ má řídicí elektrodu na izolační dielektrické vrstvě a polovodivý kanál je vespod. Hustota nosičů náboje v kanálu může být řízena elektrickým polem, které vzniká pomocí řídicí elektrody. OFET běžně pracují v akumulacním módu. Po vložení prahového napětí na řídicí elektrodu dojde k přepnutí tranzistoru z vypnutého do zapnutého stavu a kanál se stane vodivým. Podle velikosti napětí vloženo na řídicí elektrodu je možné měnit velikost proudu procházejícího kanálem až o několik řádů. OFET nejsou vhodné pro aplikace vyžadující rychlé spínací proudy, protože mají relativně malou pohyblivost volných nosičů náboje (přibližně o tři řády nižší než křemíkový tranzistor) [1].



Obr. 3: Schéma OFET

Nejběžnějším typem konfigurace OFET je tranzistor, kdy je tenká vrstva organické polovodivé látky nanesena na dielektrikum s řídicí elektrodou (Obr. 2). V OFET ale mohou být zdrojová a odtoková elektroda buď na organickém filmu, nebo na povrchu substrátu. Další možnosti upořádání jsou na Obr. 4 [4].

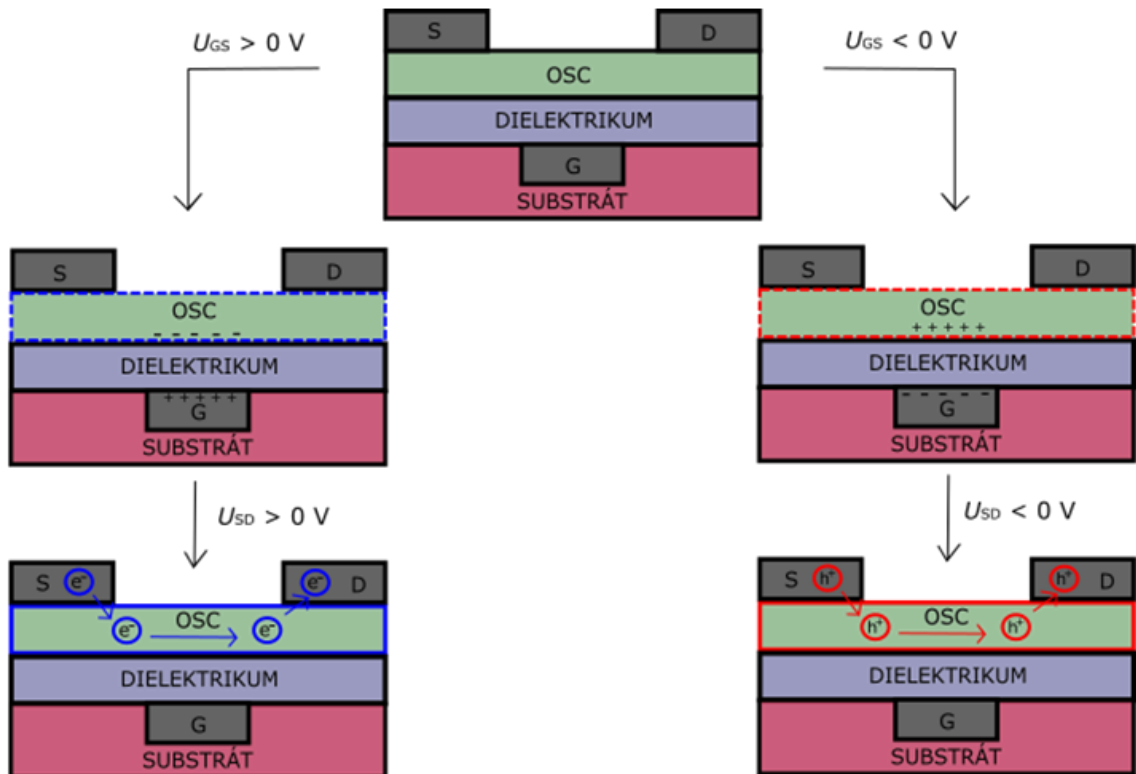


Obr. 4: Další možnosti uspořádání OFET

U senzorů na bázi OFET jsou aktivní vrstvy vystaveny vodnému nebo plynnému prostředí, které obsahuje sledované analyty. Ty jsou schopné vyvolat chemické nebo fyzikální změny v organických polovodivých vrstvách tranzistorů a měnit proud, který jimi prochází. Výkon OFET hodně závisí na morfologii aktivní vrstvy, která se může měnit tím, že se do ní rozptýlí analyt. Jejich funkčnost lze vylepšit pomocí povrchového inženýrství [1].

Pokud jsou aplikována záporná napětí  $U_{GS}$  a  $U_{SD}$  a OFET je v režimu „ON“, pak je jeho polovodivá vrstva tvořena polovodičem typu p, protože většinovým nábojem jsou kladné díry. Naopak když je OFET v režimu „ON“ po aplikaci kladných napětí  $U_{GS}$  a  $U_{SD}$ , jeho polovodivý kanál je tvořen polovodičem typu n, neboť většinovým nábojem jsou záporné

elektrony (Obr. 5). V některých případech dokáže polovodič pracovat v obou polaritách. Tyto polovodiče jsou označovány jako ambipolární [4].



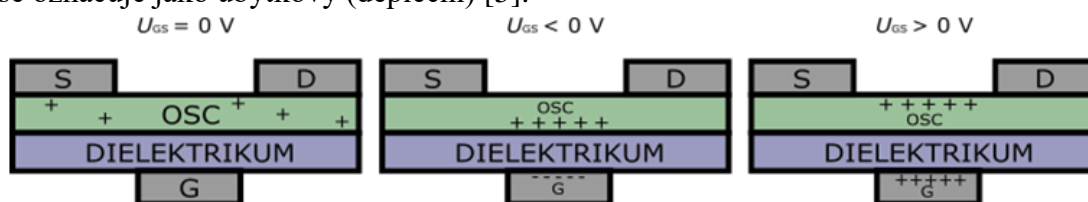
Obr. 5: Průchod náboje polovodivou vrstvou typu *n* a *p* v závislosti na  $U_{GS}$  a  $U_{SD}$

### 2.2.1 OFET s polovodivou vrstvou typu *p*

V OFET s polovodivou vrstvou typu *p* jsou kovová zdrojová a odtoková elektroda elektricky připojeny k OSC a slouží k injektování a akumulaci kladného náboje. Kapacitní propojení řídicí elektrody s OSC přes dielektrickou vrstvu umožňuje akumulovat a omezovat pohyb kladného náboje na rozhraní OSC a dielektrické vrstvy. Napětí  $U_{GS}$  tedy řídí akumulaci náboje na tomto rozhraní, napětí  $U_{SD}$  ovlivňuje proud  $I_{SD}$  mezi zdrojovou a řídicí elektrodou. Pokud na řídicí elektrodu není vloženo žádné napětí ( $U_{GS} = 0$  V) je tranzistor zavřený (close) a polovodivým kanálem prochází velmi malý proud. Po vložení záporného napětí na řídicí elektrodu ( $U_{GS} < 0$  V) přechází tranzistor do otevřeného (open) stavu a kanálem prochází maximální možný proud. Mezi těmito dvěma stavy tranzistoru je možné přepínat.

Na obrázku (Obr. 6) je zobrazeno rozmístění náboje v polovodivé vrstvě. Při vložení nulového napětí na řídicí elektrodu ( $U_{GS} = 0$  V) je v OSC přítomno pouze malé množství kladného náboje, což je způsobeno přítomností polovodiče typu *p*. Polem indukovaný přenos náboje je v tomto případě trojrozměrný, protože probíhá celou vrstvou OSC, a je ovlivněn nečistotami a deformacemi struktury OSC vrstvy. Po vložení záporného napětí na řídicí elektrodu ( $U_{GS} < 0$  V) dochází k akumulaci kladného náboje na rozhraní OSC – dielektrická vrstva, mezi zdrojovou a odtokovou vrstvou vzniká polovodivý kanál. Pokud je vrstva OSC tenká a souměrná, tak je přenos náboje kanálem dvourozměrný a nezávisí na tloušťce OSC vrstvy. Čím větší je záporné napětí  $U_{GS}$ , tím větší je hustota akumulovaného náboje, a tím větší proud prochází polovodivým kanálem. Tento mód se nazývá akumulací. Pokud je na řídicí elektrodu vloženo kladné napětí ( $U_{GS} > 0$  V), kladný náboj přechází do OSC vrstvy

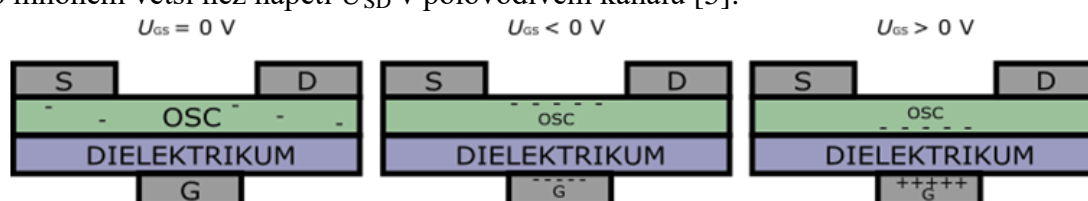
směrem od rozhraní OSC – dielektrická vrstva a proud procházející kanálem se snižuje. Tento mód se označuje jako úbytkový (depleční) [5].



Obr. 6: Rozložení náboje v OFET s OCS typu p v závislosti na  $U_{GS}$

### 2.2.2 OFET s polovodivou vrstvou typu n

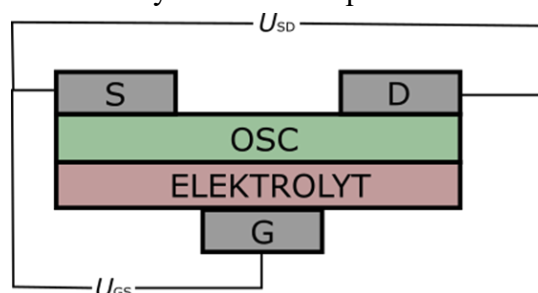
V případě, že je OSC tvořeno polovodičem typu n, na rozhraní OSC – dielektrická vrstva dochází vlivem kladného napětí na řídicí elektrodě ( $U_{GS} > 0$  V) k akumulaci záporného náboje (Obr. 7). Aby byl průchod náboje dvourozměrný, je nutné, aby pole generované napětím  $U_{GS}$  bylo mnohem větší než napětí  $U_{SD}$  v polovodivém kanálu [5].



Obr. 7: Rozložení náboje v OFET s OCS typu n v závislosti na  $U_{GS}$

### 2.3 Organický elektrochemický tranzistor

Organický elektrochemický tranzistor (Organic Electrochemical Transistor; OECT) se skládá ze tří vodivých elektrod (zdrojová, odtoková, řídicí). Zdrojová a odtoková elektroda jsou propojeny polovodivým kanálem z organické aktivní vrstvy. Mezi polovodivý kanál a řídicí elektrodu se vkládá elektrolyt. Schéma OECT je na Obr. 8. Mechanismus OECT je založen na reverzibilních elektrochemických procesech, které mohou oxidací nebo redukcí měnit vodivost organického polovodivého kanálu. Během elektrochemických procesů dochází k migraci náboje dovnitř a ven z organické aktivní vrstvy. Ke změnám proudu procházejícího kanálem OECT dochází vlivem změny vloženého napětí na řídicí elektrodu.



Obr. 8: Schéma OECT

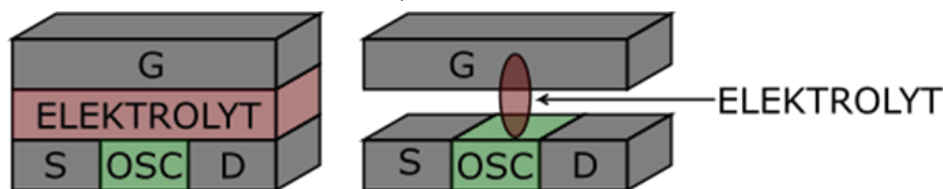
Na rozdíl od OFET mají organické elektrochemické tranzistory jednodušší strukturu a nižší pracovní napětí. Z tohoto důvodu jsou vhodné pro využití v jednorázových a levných biosenzorech. Sensory založené na OECT mají dlouhodobou vysokou stabilitu ve vodných elektrolytech, je tedy výhodné je využít v senzorech umístěných ve vodném prostředí. Napětí vložené na řídicí elektrodu bývá menší než 1 V, což může zabránit hydrolyze během provozu. Na základě těchto vlastností byly OECT zkoumány jako senzory pH, iontů, glukózy, dopaminu, DNA, bakterií, buněk, atd. Sensory na bázi OECT vykazují vysokou citlivost,

dobrou selektivitu a biokompatibilitu. Lze je snadno miniaturizovat a integrovat do komplexních systémů.

Proud, který prochází kanálem OEECT s elektrolytem, lze měnit vložení malého napětí na řídicí elektrodu. Řídicí napětí dokáže navést kationty elektrolytu do polovodivé vrstvy a měnit tak její vodivost. Při nízkém napětí mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou je velikost proudu v kanálu úměrná hustotě nosičů náboje v aktivní vrstvě.

Výkon senzorů založených na OEECT je výrazně ovlivňován difuzí iontů po vložení efektivního napětí na řídicí elektrodu. Mechanismus OEECT lze rozdělit na dva základní obvody: iontový a elektronový. Iontový obvod je silně ovlivňován migrací iontů v elektrolytu a v organické aktivní vrstvě. Elektronový obvod závisí na pohyblivosti a hustotě nosičů náboje v organickém kanálu. Výkon OEECT také úzce souvisí s jeho fyzikální geometrií. Malá zařízení s krátkou délkou kanálu a malou vzdáleností mezi řídicí elektrodou a polovodivým kanálem jsou schopná rychlejší odezvy v řádu milisekund. Mají tak velký potenciál jako rychlé senzory [1].

Organické elektrochemické tranzistory se v dnešní době vyrábí ve dvou základních topologiích: vertikální a planární (viz Obr. 9). Vertikální topologie se využívá v případech, kdy má OEECT sloužit jako přepínač. Tento typ topologie má díky malé vzdálenosti mezi řídicí elektrodou a polovodivou aktivní vrstvou rychlejší odezvu proudu  $I_{SD}$  mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou na řídicí napětí. Planární OEECT se využívají jako senzory, protože je do nich možné přidávat elektrolyty až po jejich výrobě. Využívají se např. pro testování různých elektrolytů. Mezi řídicí elektrodou a polovodivou aktivní vrstvou je zde mnohem větší vzdálenost a odezva proudu  $I_{SD}$  je tak velmi pomalá [6]. V obou případech může být řídicí elektroda vložena buď ve vertikální, nebo horizontální ose.



Obr. 9: Příklady vertikálního (vlevo) a planárního (vpravo) uspořádání OEECT

Organické elektrochemické tranzistory obsahující PEDOT:PSS jako aktivní polovodivou vrstvu jsou založeny na elektrochemickém přepínání PEDOTu. PEDOT:PSS zde tvoří část řídicí elektrody a polovodivý kanál, čímž spojuje zdrojovou a odtokovou elektrodu a umožňuje kontakt polovodivého kanálu s řídicí elektrodou. V horní části polovodivého kanálu a řídicí elektrody je prostor určený pro elektrolyt. Po vložení kladného napětí na řídicí elektrodu ( $U_G > 0$  V) dochází k oxidaci této elektrody, elektrolyt agresivně působí na polovodivý kanál a tento kanál se redukuje. Průběh redukce popisuje rovnice (1):



$\text{M}^+$  označuje kladně nabitě ionty v elektrolytu a  $\text{e}^-$  elektrony v PEDOTu. Důsledkem této reakce se zvyšuje odpor polovodivého kanálu. V případě zkratu nebo po vložení záporného napětí na řídicí elektrodu je polovodivý kanál reoxidován do svého původního stavu s vysokou vodivostí [7].

## 2.4 Polovodivá aktivní vrstva

Tvorba tenkých polovodivých vrstev (Organic Semiconductor; OSC) je primárně prováděna v plynné fázi nebo v roztoku. Vakuum se využívá pouze při použití malých molekul a oligomerů. Organické polovodivé materiály jsou tepelně odpařovány za vzniku polykrystalické aktivní vrstvy. Na výkon tenkovrstvých zařízení mají velký vliv jednotlivé kroky jejich výrobního postupu, jako jsou povrchová úprava materiálu, teplota, čistota materiálu nebo struktura zařízení. Změny ve tvorbě a morfologii filmu, např. měnící se krystalinita a mikrostruktura, se projevují změnou přenosu náboje aktivní vrstvou v rozmezí několika řádů [2], [8][6].

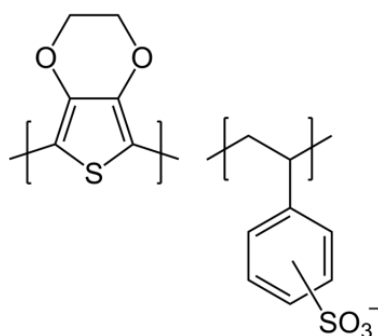
Polovodivé aktivní vrstvy mohou být vytvořeny z kapalných, pevných i gelových látek. Nejčastěji se využívá PEDOT:PSS. Dalšími možnostmi jsou např. PEDOT:PSS + etylen glykol, PEDOT:tosylát, PEDOT:(trifluoromethylsulfonyl)sulfonylimid, PEDOT:dextran sulfát + etylen glykol nebo polythiofeny [9].

K dosažení co nejlepšího výkonu musí organické polovodiče splňovat obecné podmínky týkající se dodávání náboje i jeho nosičů:

1. Poměr energií nejvíce a nejméně obsazených orbitalů (HOMO/LUMO) jednotlivých molekul v krystalické pevné látce musí dosahovat hodnot, při kterých mohou být indukované díry nebo elektrony v aplikovaných elektrických polích.
2. Krystalická struktura materiálu musí umožňovat dostatečné překrývání hraničních orbitalů, aby byla možný přenos náboje mezi sousedními molekulami.
3. Pevná látka by měla být extrémně čistá, protože nečistoty zachytávají náboj.
4. Molekuly by měly být orientovány tak, aby jejich nejdelší osy byly přibližně rovnoběžné se substrátem FET, protože k nejlepšímu přenosu náboje dochází ve směru intermolekulárních  $\pi$ - $\pi$  interakcí.
5. Krystalické domény polovodiče musí rovnoměrně pokrývat oblast mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou, aby měla polovodivá vrstva monokrystalickou morfologii [4].

### 2.4.1 Poly(3,4-ethylendioxythiofen): poly(styrensulfonyl) (PEDOT:PSS)

Už více než dvě desetiletí se používá poly(3,4-ethylendioxythiofen) dopovaný poly(styrensulfonyl), PEDOT:PSS, ve formě roztoku jako stabilní děrový vodič. Jedná se o vysoce vodivý polymer typu p, který je velmi stabilní na vzduchu a je rozpustný ve vodě. Jeho vzorec je znázorněn na Obr. 10. V PEDOTu:PSS jsou pohyblivé kladně nabitě díry PEDOTu kompenzovány záporně nabitými sulfonylovými akceptory PSS. Po vložení řídicího napětí jsou ionty elektrolytu vstříkovány do vodivého polymeru a mění jeho dopingovou hladinu, čímž ovládají proud procházející polovodivým kanálem. Na základě schopnosti přeměny proudu iontů na elektrický proud jsou OECT s polovodivou vrstvou z PEDOTu:PSS významnými měniči pro řadu biologických aplikací. Při dostatečné hydrataci jsou vodivé polymery schopné transportovat díry i ionty. V poslední době často slouží jako smíšený iontově/elektronový vodič v bioelektronice nebo soft robotice. Změny ve struktuře filmů z PEDOTu:PSS ovlivňují iontovou a elektronovou mobilitu. Optimální morfologie PEDOTu:PSS umožňuje rovnováhu mezi přenosem iontů a elektronů [10][11], [12].



Obr. 10: PEDOT:PSS

Mezi výhody PEDOTu:PSS patří stabilní struktura a flexibilita. Jeho použití v optoelektronických zařízeních je omezeno jeho elektrickou vodivostí. Tu je možné zlepšit přidáním různých aditiv do roztoku PEDOTu:PSS před tvorbou tenkého filmu, např. sorbitolu, glycerolu, etylenglykolu, dimethylsulfoxidu, meso-erythritolu nebo poly(ethylenglykolu). Vodivost lze také zvýšit opláchnutím filmu v kyselině či ve vodě. Lepší elektrickou vodivost pravděpodobně způsobuje změna konformačního stavu PEDOTu z benzenové na chinonovou. Další možností je přidání kovových částic. Platinové nanočástice zvyšují proudovou hustotu, nanočástice stříbra snižují odpor tenké vrstvy. Strukturu PEDOTu není možné měnit fyzikálními metodami, tzn. pomocí UV světla nebo polem, ale je možné ji měnit dynamickým leptáním [13].

Nanášení PEDOTu:PSS na substrát probíhá pomocí tiskových technologií. Tato tenká vrstva bývá v přímém kontaktu s elektrolytem. V původním stavu je PEDOT částečně oxidován pomocí PSS<sup>-</sup>, což zajišťuje celkovou neutralitu náboje komplexu. V oxidované formě PEDOT obsahuje vysokou koncentraci volných nosičů náboje, má vysokou elektrickou vodivost a nízkou schopnost absorpce světla ve viditelné oblasti. Pokud dojde k jeho redukci, neutrální forma PEDOTu je schopná silně absorbovat světlo ve viditelné oblasti a má nízkou elektrickou vodivost.

## 2.5 Iontové kapaliny

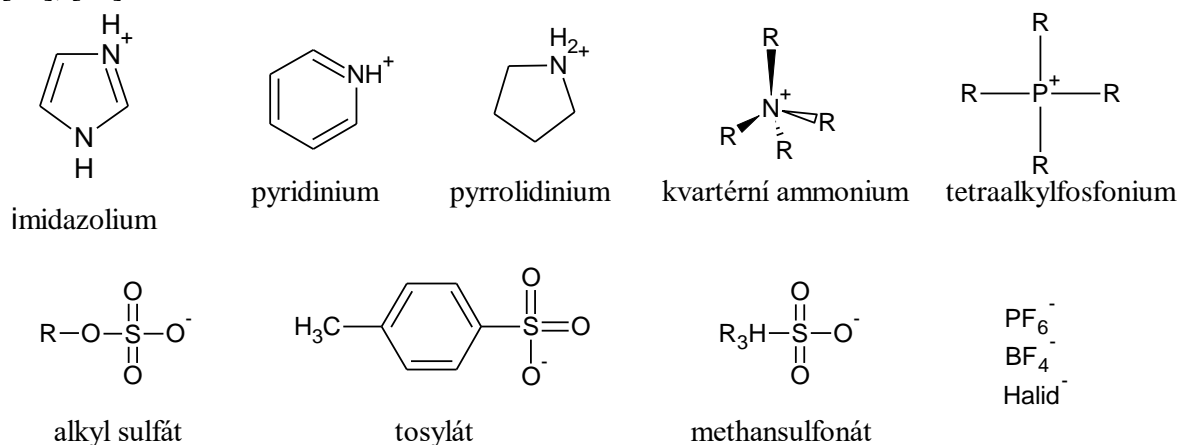
Iontové kapaliny (Ionic Liquids; IL) jsou látky podobné solím kapalné při nízkých pokojových teplotách. Využívají se ve výzkumu jaderných věd nebo elektrochemii. Je možné je rozdělit na vysokoteplotní a nízkoteplotní. Vlastnosti vysokoteplotních iontových kapalin jsou studovány při vysokých teplotách, jsou tedy označovány jako vysokoteplotní taveniny nebo roztavené soli. Nízkoteplotní iontové kapaliny nejsou stabilní na vzduchu, což omezuje možnosti jejich využití.

Původní záměr výroby iontových kapalin bylo jejich využívání jako rozpouštědel v chemických reakcích. V dnešní době je zatím jenom několik iontových kapalin, které byly důkladně prozkoumány. V iontových kapalinách dochází k několika různým chemickým reakcím, např. na základě studií enzymatických inverzních reakcí v iontových kapalinách došlo k vyvinutí několika hydrolytických enzymů sloužících jako katalyzátorů inverzních reakcí v bezvodých iontových kapalinách. Protože v iontových kapalinách mohou probíhat i biologické reakce, existují studie zabývající se solubilizací biologicky odvozených materiálů a proteinů. V budoucnu se pravděpodobně rozšíří vývoj iontových kapalin jako náhražek rozpouštědel za vodu v biologických materiálech [14].

### 2.5.1 Iontové kapaliny kapalné při pokojové teplotě

Podle oficiální definice jsou iontové kapaliny iontové sloučeniny kapalné pod 100 °C. Jejich významnou skupinu tvoří iontové kapaliny kapalné za pokojové teploty (room-temperature ionic liquids (RTIL)). Jedná se o organické kapaliny či roztavené nebo kondenzované soli a patří do skupiny nemolekulárních iontových rozpouštědel s nízkými teplotami tání. Lze je tedy definovat jako soli, které mají nižší teplotu tání než je teplota jejich okolí.

Iontové kapaliny se skládají pouze z iontů a neobsahují žádná molekulární rozpouštědla. Nejčastěji obsahují velký nesymetrický substituovaný kationt obsahující dusík (např. imidazolium, pyridinium, pyrrolidinium) a menší organický nebo anorganický aniont (např.  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{PF}_6^-$ ,  $\text{BF}_4^-$ ). Příklady kationtů a aniontů, ze kterých se mohou skládat iontové kapaliny, jsou uvedeny na Obr. 11. Kvůli velkému rozdílu ve velikosti kationtů a aniontů nemají iontové kapaliny strukturu mřížky jako většina anorganických solí a jejich struktura není organizovaná. Následkem toho je většina iontových kapalin při pokojové teplotě v kapalné formě. Jejich vlastnosti je možné ovlivnit změnou kombinace kationtů a aniontů, ze kterých se skládají. Pro speciální iontové kapaliny, u kterých je požadavek na speciální fyzikální vlastnosti pro jejich konkrétní aplikace, mohou být vyvinuty nové kationty a anionty [15], [16].



Obr. 11: Příklady kationtů a aniontů iontových kapalin [14]

Poprvé zmínil iontové kapaliny kapalné za pokojové teploty ve své práci Walden v roce 1914 [17]. Jednalo se o dusičnan ethylamonia ( $[\text{C}_2\text{H}_5\text{NH}_3] [\text{NO}_3]$ ), jehož teplota tání je 12 °C. Další významná IL vyvinuli Hurley a Wier [18] v roce 1942 a obsahovala chloroalumináty ( $\text{AlCl}_4^-$ ,  $\text{Al}_2\text{Cl}_7^-$ ). Skupiny Osteryoung a Hussey [19] provedly studii iontových kapalin na bázi chlorohlinitanu na konci 70. a 80. let 20. století. Všechny tyto iontové kapaliny jsou dnes považovány za iontové kapaliny první generace a používají se jako rozpouštědla při studiích elektrochemie fází v roztocích. Dále se využívají při elektrodpozici (galvanickém pokovování), elektropolymeraci a jako elektrolyty v elektrochemických zařízeních (např. polovodiče a baterie), ale jejich použití je omezeno kvůli jejich hydroskopickým vlastnostem. Podrobně byly konkrétní RTIL poprvé popsána v roce 1982 skupinou Wilkes a spol. [20]. Jednalo se o iontovou kapalinu obsahující 1-alkyl-3-methylamoniový kationt. Po této studii byly syntetizovány další IL pro různé specifické aplikace skládající se z kationtů a aniontů různých velikostí. Velký zlom nastal v roce 1992, kdy Wilkes a Zaworotky syntetizovali RTIL obsahující

1-alkyl-3-methylimidazolium jako kationt a tetrafluoroborát nebo hexyfluorofosfát jako aniont. Od té doby je většina iontových kapalin syntetizována na bázi kvartérních kationtů, kde bývá centrálním atomem dusík, fosfor nebo síra. Anionty zpravidla bývají trifluormethansulfonát, bis-(trifluormethansulfonyl) amid, tris-(trifluormethansulfonyl) methid nebo perfluoralkylfosfát. Všechny tyto iontové kapaliny jsou široce využívány v elektrodepozici, elektrosyntéze, elektrokatalýze, elektrochemických kondenzátorech a lithiových bateriích [15], [16], [20].

V dnešní době se iontové kapaliny stávají stále více komerčně dostupnými. V roce 2009 jich bylo dostupných více než 350 a stále se navrhuje a syntetizují nové. Využívají se v širokém spektru aplikací, např. při katalýze, v nauce o materiálech, v senzorech, biosenzorech a separačních technikách. Nejvíce se díky jejím fyzikálním vlastnostem využívá IL založená na 1,3-dialkylimidazoniovém kationtu [15]. V Tab. 1 jsou uvedeny základní vlastnosti iontových kapalin a techniky a zařízení, která je využívají.

Tab. 1: Základní vlastnosti, využití a techniky využívající iontové kapaliny [16]

Iontové kapaliny		
Vlastnosti	Techniky	Aplikace
<p>Iontová vodivost Rozpustnost Široké potenciašné okno Vysoká viskozita Vysoká teplotní stabilita Zanedbatelný tlak par</p>	<p>Cyklická voltametrie Diferenční pulzní voltametrie Chronoamperometrie Elektrochemická imedanční spektroskopie Skenovací elektrochemická mikroskopie</p>	<p>Elektrodepozice Elektropolymerace Elektrokatalýza Elektrosyntéza Elektrochemické biosenzory Elektrochemické kapacitory Palivové články Lithiové baterie Solární články</p>
Atd.		

### 2.5.2 Vlastnosti iontových kapalin

Mezi významné vlastnosti iontových kapalin patří např. nízký tlak par, dobrá tepelná stabilita, vysoká polarita, laditelná viskozita, vysoká vodivost, vysoká tepelná kapacita, jsou schopné rozpouštět mnoho sloučenin. Prostřednictvím jejich rozpouštěcích vlastností je možné řídit chemické reakce. Přestože mají velký rozsah polarity a obsahují vodíkové vazby, jsou kapalné od 180 K do 600 K. Na základě práce Earle a spol. [21] bylo zjiššeno, že iontové kapaliny jsou zcela netěkavé. Některé iontové kapaliny je možné odpařit a následně znovu zkondenzovat [15], [22].

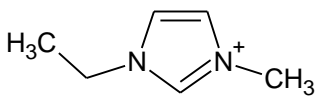
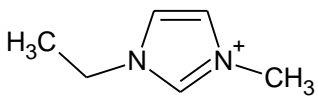
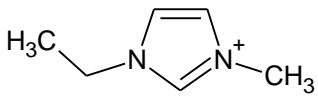
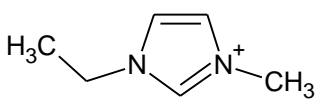
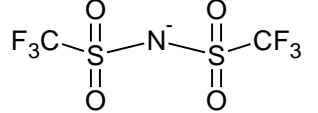
Fyzikální a chemické vlastnosti iontových kapalin závisí zejména na povaze a velikosti kationtů a aniontů, ze kterých se skládají. Hlavními strukturálními faktory kationtů jsou symetrie, hustota náboje, počet atomů uhlíku v alkanovém substituentu a jeho flexibilita, rotační symetrie hlavního kruhu, cyklické a rozvětvené struktury a funkční skupiny vedlejšího řetězce. Podobné strukturální vlastnosti mají vliv na vlastnosti aniontů, včetně delokalizace náboje, a to buď velkým objemem centrálního atomu nebo přítomností perfluoralkylového řetězce [15].

Vlastnosti iontových kapalin se velmi liší od vlastností molekulárních kapalin. Asi nejzajímavější vlastností iontových kapalin je nízký tlak jejich par. Vypařování iontových kapalin potřebuje velké množství energie, protože jsou složeny pouze z iontů. Tato energie



musí být větší než elektrostatická energie, která udržuje ionty v párech. Ionty jsou stabilizovány pseudomřížkou, která minimalizuje mřížkovou energii solí podobných iontovým krystalům, a proto je síla potřebná k odpaření mnohem větší než elektrostatická síla mezi aniontem a kationtem. Tato stabilizace je důvodem vysoké tepelné stability iontových kapalin, které mají díky tomu velmi nízký tlak par až do 400 °C. Iontové kapaliny jsou odolné vůči plamenu, jsou však schopny se po rozkladu samy vznítit. Obecně lze říci, že jsou stabilní v širokém rozsahu teplot se zanedbatelně malým tlakem par [14]. Teplota tání některých IL jsou pro srovnání uvedeny v Tab. 2.

Tab. 2: Teploty tání některých iontových kapalin [14]

Kationt	Aniont	$T_m$ (°C)
Na <sup>+</sup>	Cl <sup>-</sup>	801
Cs <sup>+</sup>	Cl <sup>-</sup>	645
(Pr) <sub>4</sub> N <sup>+</sup>	Cl <sup>-</sup>	241
	Cl <sup>-</sup>	87
	NO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	38
	BF <sub>4</sub> <sup>-</sup>	15
		-3

Viskozita iontových kapalin je vzhledem k síle elektrostatické síly interakce mezi jejími ionty nízká. Jednotlivé ionty jsou obklopeny opačně nabitými ionty, a proto je pohyb složených iontů značně omezen. Přestože jsou tyto ionty stabilizované, viskozita IL značně závisí na struktuře složených iontů a pouze pár IL má velmi nízkou viskozitu. Vztah mezi strukturou složených iontů a viskozitou zatím není zcela objasněn, což je pravděpodobně způsobeno tím, že tento vztah ovlivňuje mnoho parametrů např. tvar iontů, hustota náboje, příspěvek dalších interakčních sil, změna konformace alkylového řetězce atd.

Iontová vodivost iontových kapalin je rovna počtu iontů násobených jejich mobilitou. Jelikož jsou iontové kapaliny složeny pouze z iontů, je u nich počet iontů vztažený na objem větší než u běžných solných roztoků. Přestože iontové kapaliny neobsahují molekuly rozpouštědla, není množství iontů v nich obsažených tak velké, jak by se čekalo, protože tyto ionty mají velkou molekulární hmotnost. Pohyblivost jednotlivých iontů v IL ovlivňuje její viskozitu. Vzhledem k hodnotám mobility a viskozity iontových kapalin se očekává, že budou mít velkou iontovou vodivost. Protože jsou difuzní koeficienty kationtů iontových kapalin obecně vyšší než difuzní koeficienty jejich aniontů, závisí vodivost iontových kapalin zejména na pohyblivosti kationtů. Největší vodivost mají iontové kapaliny obsahující imidazolové nebo pyridinové kationty, a to přibližně 10<sup>-1</sup> S·m<sup>-1</sup>. Iontové kapaliny kapalné za pokojové teploty mívají vodivost zpravidla větší než 10<sup>-2</sup> S·m<sup>-1</sup>, a proto často není možné použít je jako elektrolyty. Iontové kapaliny se zwitteriontovou strukturou mají vodivost ještě menší (10<sup>-5</sup> – 10<sup>-7</sup> S·m<sup>-1</sup>) a je vhodné je využít při konstrukci elektrochemických článků.

Čím menší je vodivost iontové kapaliny, tím vyšší je její elektrochemická stabilita. Nejstabilnější iontové kapaliny jsou vhodnými elektrolyty pro použití v bateriích, palivových článcích, depozici kovů a elektrochemické syntéze nanočástice. Iontové kapaliny, které mají naopak nejvyšší vodivost a nejnižší elektrochemickou stabilitu, se využívají v aplikacích, kde je potřeba vysoká vodivost, tepelná stabilita a netěkavost. V biosenzorech, senzorech a superkondenzátorech je vyžadována elektrochemická stabilita i vodivost iontových kapalin. Zde se nejčastěji používají iontové kapaliny na bázi imidazolia a stabilitu dodávají anionty, např. tetrafluoroborát nebo trifluoromethylsulfonát [14], [15]

Další významnou vlastností iontových kapalin je jejich široké elektrochemické potenciálové okno. Jde o rozsah elektrochemického potenciálu ukazující rozsah napětí, v němž elektrolyt není oxidován ani redukován. Elektrochemické okno popisuje elektrochemickou stabilitu elektrolytu a jeho odolnost vůči redoxním procesům. Limity elektrochemického okna udávají začátek a konec elektrochemického rozkladu zúčastněných iontů. Šířka elektrochemického okna ukazuje rozsah hodnot potenciálů, při kterých nedochází během elektrochemických procesů ke změnám rozpouštědla. Elektrochemické okno je citlivé na nečistoty, např. halogeny se oxidují mnohem snadněji než organické anionty, protože v organických aniontech je negativní náboj delokalizován na větším objemu a kontaminace halogenidy tak snižuje elektrochemickou stabilitu [15].

### 2.5.3 Využití iontových kapalin

Iontové kapaliny jsou vodivé a netěkavé látky, které by mohly nahradit roztoky elektrolytů zejména v zařízeních pro přeměnu energie, jako jsou baterie, kondenzátory atd. Každé takové zařízení ale vyžaduje i jiné vlastnosti, než mají iontové kapaliny, a nelze je tedy v těchto zařízeních okamžitě použít. Např. lithium-iontová baterie vyžaduje roztok elektrolytu, kde jsou přednostně transportovány lithiové kationty.

Iontové kapaliny je možné využívat jako absorbenty plynů, protože jsou schopny solubilizace molekul plynu. Bylo zjištěno, že největší rozpustnost má ve srovnání s ostatními plyny oxid uhličitý. Dále se využívají pro separaci nebo koncentrování plynů. Kombinace iontových kapalin s nadkritickými tekutinami má potenciál pro zjednodušení chemických reakcí, separací transportů atd. [14].

Na základě různých studií bylo zjištěno, že iontové kapaliny je možné používat jako elektrolyty v bateriích, elektrochemických článcích a při galvanickém pokovování. V poslední době se také aplikují při konstrukci elektrochemických senzorů a biosenzorů. Většina senzorů využívající iontové kapaliny se schopností je modifikovat jsou iontově selektivní elektrody založené na polymerní membráně a uhlíkových elektrodách v pevné fázi [15].

Další důležitou možnou aplikací iontových kapalin je jejich začlenění do konvenčních matic, jako jsou např. biopolymery, celulóza, uhlíkové nanotrubičky (CNT), kovové nanočástice nebo matrice oxidu křemičitého na bázi sol-gel. Spolu s těmito konvenčními maticemi vytváří stabilní kompozitní materiály, které poté využívají multifunkční vlastnosti nanomateriálů zapojených do přípravy kompozitů. Například kompozitní materiály na bázi IL/CNT (iontová kapalina/uhlíkové nanotrubičky) jsou složeny z vysoce elektrostabilních nanotrubiček a tekutého elektrolytu a mohou se využívat pro velké množství elektrochemických aplikací, jako jsou biosenzory, kondenzátory atd. V elektrochemických biosenzorech mohou tyto kompozitní materiály sloužit také k imobilizaci matrice k zachycení

proteinů a enzymů. Zároveň poskytují příznivé mikroprostředí pro redoxní proteiny a enzymy a pomáhají jim udržet jejich bioaktivitu, což umožňuje provádět přímou elektrochemii a elektrokatalýzu [16]

## 2.6 Využití OTFT s iontovými kapalinami

### 2.6.1 Senzory

Elektrochemické senzory a biosenzory jsou v dnešní době nejrychleji se rozvíjejícím typem chemických senzorů. Díky jejich jednoduchosti, přenositelnosti, nízké ceně a vysoké selektivitě se využívají čím dál častěji. Chemický senzor je zařízení, které poskytuje nepřetržité informace o některých specifických chemických vlastnostech svého prostředí. Ideální chemický senzor poskytuje určitý typ odezvy, která přímo souvisí s množstvím konkrétní chemické veličiny. Každý chemický senzor se skládá ze dvou základních částí: snímač a rozpoznávací prvek. Snímač je zařízení poskytující nepřetržité informace o svém prostředí a převádí chemickou odezvu na signál, který lze detekovat moderními přístroji. Rozpoznávací prvek je nejdůležitější částí senzoru. Jedná se o chemicky selektivní materiál, který rozpoznává a rozlišuje odezvu analytu a odezvu jeho prostředí. Podle typu signálu lze chemické senzory rozdělit na elektrické, optické, hmotnostní nebo tepelné. Elektrochemické senzory jsou z nich díky jejich jednoduchosti a nízké ceně využívány nejčastěji, a to např. v celé řadě klinických, průmyslových, environmentálních a zemědělských analýz [15].

Iontové kapaliny mohou být v elektrochemických senzorech použity jako elektrolyty nebo k modifikaci elektrodových systémů z různých materiálů. Nejčastěji využívané typy elektrochemických senzorů na bázi iontových kapalin patří plynové senzory, voltametrické senzory a iontově selektivní elektrody (ISE).

Využití senzorů na bázi iontových kapalin popsali ve své práci Rehman a Zeng [23], kteří se zaměřili převážně na plynové senzory. V tomto typu senzorů se iontové kapaliny používají kvůli zanedbatelnému tlaku jejich par. Plynové senzory slouží k detekci mnoha různých plynů, např.  $\text{NO}_2$ ,  $\text{CO}_2$ ,  $\text{O}_2$ ,  $\text{SO}_2$ ,  $\text{HCl}$  atd. Willa a kol. [24] sestavili systém pro snímání  $\text{CO}_2$ . Obsahoval elektrody modifikované kompozitem polyiontových kapalin (polyionic liquid; PIL) a nanočástice  $\text{La}_2\text{O}_2\text{CO}_3$ . Tyto PIL se skládaly z tetraalkylamonia a hexafluorofosfátu  $\text{PF}_6^-$ . Různé koncentrace  $\text{La}_2\text{O}_2\text{CO}_3$  měly odlišný vliv na mezifázový účinek elektrod. Negativní náboje na povrchu nanočástice interagovaly s tetraalkylamonimem prostřednictvím elektrostatických sil, čímž se začalo zvyšovat množství  $\text{PF}_6^-$ , který se pak mohl volně pohybovat. Následně byl senzor vystaven různým pulzům  $\text{CO}_2$ , na modifikované elektrody byl vložen stejnosměrný proud a prostřednictvím těchto elektrod byl  $\text{CO}_2$  detekován změnami odporu. Za snížení odporu může zvýšení vodivosti kompozitní tenké vrstvy. Zvýšení vodivosti bylo pravděpodobně způsobeno interakcí  $\text{CO}_2$  s tetraalkylamoniem, která zvyšuje pohyblivost  $\text{PF}_6^-$  [23].

### 2.6.2 Biosenzory

Elektrochemický biosenzor je analytické zařízení, které provádí biologickou odezvu na elektrický signál. Termín „biosenzor“ se často používá k označení sensorových zařízení používaných ke stanovení koncentrace látek a dalších parametrů biologických procesů. Převod biologického nebo chemického signálu na elektrický signál lze provést amperometrií, potenciometrií a konduktometrií. Kvůli nedostupnosti redoxního centra enzymu a ztráty jeho

bioaktivity po konformačních změnách způsobených adsorpcí na povrchu elektrody je obecně obtížné vyměňovat elektrony mezi enzymem a pevným povrchem elektrod. Iontové kapaliny mají dobrou biokompatibilitu nejenom s biomolekulami a enzymy, ale i s celými buňkami. Využívají se proto v elektrochemických biosenzorech jako pojiva i vodiče [15][14].

Pro výrobu flexibilních, univerzálních a jednorázových biosenzorů jsou v dnešní době považovány organické tenkovrstvé tranzistory za nejmodernější potenciometrickou platformu. Biosenzory založené na OTFT se používají při detekci specifických analytů ve složitých multianalytických prostředích nebo ve skutečných fyziologických vzorcích. Nejčastěji využívaným typem organických tenkovrstvých tranzistorů v oblasti biosenzorů je organický elektrochemický tranzistor. Organické elektrochemické tranzistory umožňují zesílení signálu a využívají se jako vysoce citlivé převodníky biochemických signálů na elektronické signály. Jsou použitelné pro snímání, např. iontů, laktátu, glukózy, dopaminu, DNA, bakterií, proteiny,... Biosenzory na bázi OECT je možné vyrobit velmi snadno např. tiskem nebo odstředováním. Často se využívají v rozvíjejících se oblastech, jako je elektronika nositelná na těle, elektronická kůže nebo senzory, které je možné implantovat přímo do těla. Byly vyrobeny různé elektrochemické senzory využívající iontové kapaliny jako funkční médium, např. Maleki a spol. vyrobili elektrochemické zařízení s uhlíkovými elektrodami obsahující iontovou kapalinu vhodné pro využití jako senzor nebo biosenzor [16], [25],[26].

Zájem o organickou bioelektroniku roste díky jejich výhodám ve srovnání s jejich anorganickými protějšky na poli biologie. Vedle levné výroby, mechanické pružnosti a ladičnosti vlastností chemickou syntézou je velmi důležitá biokompatibilita, schopnost podporovat iontové transportní jevy a vytvářet s vodnými elektrolyty rozhraní bez přítomnosti oxidů. Právě díky těmto vlastnostem jsou organické látky slibným materiálem pro použití v chemických a biologických senzorech, zařízeních pro dodávání léčiv nebo jako neutrální rozhraní [12].

Mezi výhody biosenzorů s iontovými kapalinami patří dlouhodobá stabilita i při vysoké teplotě, vysoká citlivost, lepší selektivita a lepší linearita. V budoucnu nastává možnost výroby biosenzorů třetí generace s přímým přenosem elektronů mezi proteinem a elektrodou bez použití mediátoru [15].

### 2.6.3 Neuromorfní zařízení

Organické elektrochemické tranzistory s polovodivým kanálem tvořeným PEDOTem:PSS mohou být použity jako součást neuromorfních zařízení. Jedná se o zařízení obsahující elektronické obvody sloužící k napodobení nervového systému.

Velké množství biologických procesů v lidském mozku, včetně zpracování a přenosu informací nebo učení a paměti, je modulováno iontovými toky mezi neurony. Neurony jsou vzájemně propojeny prostřednictvím synapsí v komplexní síti, což umožňuje mozku jedinečné výpočetní schopnosti, např. vysoký stupeň paralelismu, nízká spotřeba energie a odolnost vůči chybám. Spojení neuronů pomocí synapsí je dynamicky se vyvíjející proces a je velmi důležité pro zpracovávání signálu. Synaptická plasticita neboli účinnost spojení se mění v čase a lze ji rozdělit na dva základní typy: krátkodobá (milisekundy až minuta) a dlouhodobá (minuty, dny nebo déle). Krátkodobá plasticita pomáhá různým výpočetním úlohám mozku, dlouhodobá plasticita má za úkol paměť a učení.

Poslední dobou se zvětšil zájem vědců o tvorbu bioinspirovaných (nebo neuromorfních) zařízení schopných napodobit základní vlastnosti synaptického výpočtu a paměti. K těmto účelům byla použita i zařízení založená na PEDOTu:PSS či chitosanu. Nověji byly organické elektrochemické tranzistory propojeny s celulárními systémy a následně navrženy jako neuroinspirované výpočetní platformy. Díky některým vlastnostem OECT, jako je např. iontově-elektronický převod a zesílení signálu, jsou tato zařízení vhodná pro neuromorfní zařízení s vylepšenými funkcemi. Mohla by sloužit v obvodech zpracovávající první signály, čímž by bylo minimalizováno množství materiálů nutných k integraci [12].

## 2.7 Elektrické a dielektrické vlastnosti tranzistorů

### 2.7.1 Elektrické vlastnosti

**Elektrický proud** ( $I$ ) je fyzikální veličina definována jako uspořádaný pohyb nosičů elektrického náboje. Jeho jednotkou je ampér (A). Vyjadřuje pohyb volného (nebo částečně volného) elektrického náboje ( $Q$ ) ve vakuu nebo v látce za jednotku času ( $t$ ) daným průřezem vodiče ( $S$ ), což je popsáno rovnicí (2)

$$I = \int_S i \cdot dS = \frac{dQ}{dt} \quad (2)$$

kde  $i$  je hustota elektrického proudu,  $S$  je průřez vodiče a  $t$  čas.

Elektrický proud se rozděluje na dva základní typy: stejnosměrný (direct current; DC) a střídavý (alternating current; AC). Směr toku a okamžitá velikost střídavého proudu se v čase cyklicky mění.

**Elektrické napětí** ( $U$ ) je rozdíl elektrických potenciálů ( $V$ ) mezi dvěma body prostoru nebo práce vykonaná elektrickými silami při přemístování elektrického náboje mezi těmito dvěma body prostoru (3). Jednotkou elektrického napětí je volt (V).

$$U = V_1 - V_2 = \int_A^B E \cdot dr \quad (3)$$

kde  $E$  je intenzita elektrického pole a  $r$  je polohový vektor.

Rozlišuje se stejnosměrné a střídavé elektrické napětí. Pro stejnosměrné elektrické napětí platí, že jeho polarita se mezi dvěma body v prostoru nemění a je tedy možné rozlišit kladný a záporný pól. U střídavého elektrického napětí dochází k pravidelné změně polarity v čase.

**Elektrický odpor** (rezistance,  $R$ ) charakterizuje schopnost elektrických vodičů vést elektrický proud. Závisí na materiálu, teplotě a délce vodiče. Jeho jednotkou je ohm ( $\Omega$ ). Elektrický odpor lze popsat pomocí vlastností vodiče (4)

$$R = \frac{\rho l}{S} \quad (4)$$

kde  $\rho$  je rezistivita (měrný elektrický odpor materiálu),  $l$  je délka vodiče a  $S$  je průřez vodiče.

Vztah mezi napětím, proudem a odporem vyjadřuje Ohmův zákon v integrálním tvaru (5)

$$I = \frac{U}{R} \quad (5)$$

kde  $U$  je elektrické napětí mezi konci vodiče a  $I$  je elektrický proud procházející vodičem.

**Elektrická vodivost** (konduktance,  $G$ ) je fyzikální veličina popisující schopnost vést elektrický proud. Udává velikost elektrického proudu procházejícího vodičem

při jednotkovém napětí na jeho koncích (6) a jednotkou je siemens (S). Jedná se o převrácenou hodnotu elektrického odporu

$$G = \frac{I}{U} = \frac{1}{R} \quad (6)$$

kde  $U$  je elektrické napětí mezi konci vodiče a  $R$  je elektrický odpor.

Elektrická vodivost se rozděluje na dva základní typy: vodivost typu p a vodivost typu n. Vodivost typu p je způsobena přítomností kladně nabitých děr a označuje se jako děrová. Pokud jsou přítomny volné záporné elektrony, jedná se o vodivost typu n, která se nazývá elektronová. Čím vyšší je hodnota vodivosti, tím větší elektrický proud prochází při konstantním napětí vodičem.

Iontová vodivost je fyzikální veličina popisující průchod elektrického proudu elektrolytem. Je způsobena usměrněným pohybem kladně a záporně nabitých iontů v elektrickém poli. Iontová vodivost bývá zpravidla menší než elektronová vodivost, protože ionty mají větší velikost než elektrony a jejich pohyblivost je menší.

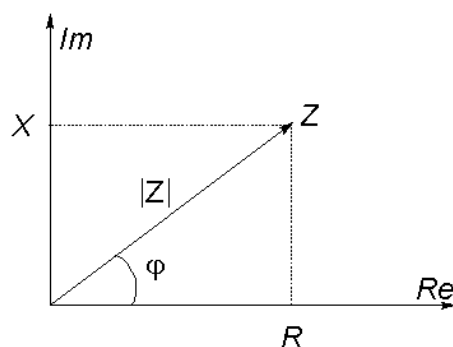
**Volt-ampérová charakteristika** je definována jako závislost elektrického proudu na elektrickém napětí nebo jako grafické znázornění této závislosti. Nejjednodušší případ nastává, když má látka čisté ohmický odpor (např. rezistor) a voltampérová charakteristika je lineární a prochází počátkem. U jiných prvků (např. polovodičů) má volt-ampérová charakteristika nelineární průběh. Body, ve kterých protíná osy, se nazývají napětí naprázdno  $U_{oc}$  ( $I_{oc} = 0$ ) a proud nakrátko  $I_{sc}$  ( $U_{sc} = 0$ ). U elektronických součástek s více než dvěma vývody (např. tranzistory nebo vakuové elektronky) může vztah mezi proudem a napětím mezi dvěma elektrodami ovlivnit proud nebo napětí třetí elektrody.

## 2.7.2 Dielektrické vlastnosti

**Impedance** ( $Z$ ) je fyzikální veličina vyjadřovaná komplexním číslem (viz Obr. 12). Její jednotkou je ohm ( $\Omega$ ). Popisuje zdánlivý odpor součástky a fázový posun mezi napětím a proudem při přiložení střídavého elektrického napětí (7). Jako komplexní číslo se skládá ze dvou složek: reálné a imaginární. Reálná část impedance se označuje činná složka (rezistance,  $R$ ), imaginární část jalová složka (reaktance,  $X$ )

$$Z = R + jX \quad (7)$$

Tuto závislost je možné zobrazit v komplexní rovině, kdy na ose  $x$  je složka reálná (rezistance) a na ose  $y$  je složka imaginární (reaktance). Úhlopříčka vyjadřuje velikost impedance a jednotlivé složky impedance závisí na fázovém úhlu. Na Obr. 12 lze vidět, že pokud se fázový úhel rovná  $0^\circ$ , tak hodnota impedance odpovídá rezistanci, pokud se rovná  $90^\circ$  nebo  $-90^\circ$ , odpovídá pouze reaktanci.



Obr. 12: Fázový diagram impedance

Fázový úhel  $\varphi$  se dá vypočítat jako arkus tangens podílu reaktance a rezistance

$$\varphi_Z = \arctan \frac{X}{R} \quad (8)$$

Velikost impedance je rovna druhé odmocnině součtu druhých mocnin reaktance a rezistance (9)

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (9)$$

**Reaktance** je imaginární složka impedance součástky a může mít kapacitní ( $-90^\circ$ ) nebo induktivní ( $+90^\circ$ ) charakter.

**Induktivní reaktance** ( $X_L$ ) je imaginární část celkové impedance cívky (10) a její jednotkou je ohm ( $\Omega$ ). V obvodech způsobuje fázový posuv mezi proudem a napětím.

$$X_L = \omega L \quad (10)$$

kde úhlová frekvence  $\omega = 2\pi f$ ,  $f$  je frekvence a  $L$  je indukčnost.

**Kapacitní reaktance** je imaginární část impedance kondenzátoru (11). Značí se  $X_C$  a její jednotkou je ohm ( $\Omega$ ). Také způsobuje v obvodech fázový posuv mezi proudem a napětím.

$$X_C = \frac{1}{\omega C} \quad (11)$$

kde  $C$  je kapacitance.

**Admittance** ( $Y$ ) je převrácenou hodnotou impedance (12) a její jednotkou je siemens (S). Popisuje fázový posuv napětí proti proudu a zdánlivou vodivost elektrického obvodu, kterým prochází střídavý proud.

$$Y = \frac{1}{Z} = \frac{1}{R + jX} = G + jB \quad (12)$$

kde  $G$  je konduktance a  $B$  je susceptance.

Fázový úhel je roven arkus tangens poměru susceptance a konduktance (13)

$$\varphi_Y = \arctan \frac{B}{G} \quad (13)$$

$$\varphi_Y = -\varphi_Z \quad (14)$$

Velikost admittance je poté dána druhou odmocninou ze součtu druhých mocnin vodivosti a susceptance (15),

$$|Y| = \sqrt{G^2 + B^2} = \frac{1}{|Z|} \quad (15)$$

V případě disperse nosičů nábojů během pohybu materiálem nebo jeho polarizace, musíme brát v potaz prvek s konstantní fází (CPE), který je popsán pomocí rovnice

$$Z = \frac{1}{Y_0 \omega^n} \exp\left(-\frac{j\pi}{2} n\right) \quad (16)$$

Ve speciálních případech kapacitní reaktance platí vztah (17) pro  $n = -1$ .

$$X_C = -\frac{1}{\omega Y_0} = -\frac{1}{\omega C} \quad (17)$$

Ve speciálních případech rezistance platí vztah (18) pro  $n = 0$ .

$$R = \frac{1}{Y_0} = \frac{1}{G} \quad (18)$$

Ve speciálních případech induktivní reaktance platí vztah (19) pro  $n = -1$ .

$$X_L = \omega Y_0 = \omega L \quad (19)$$

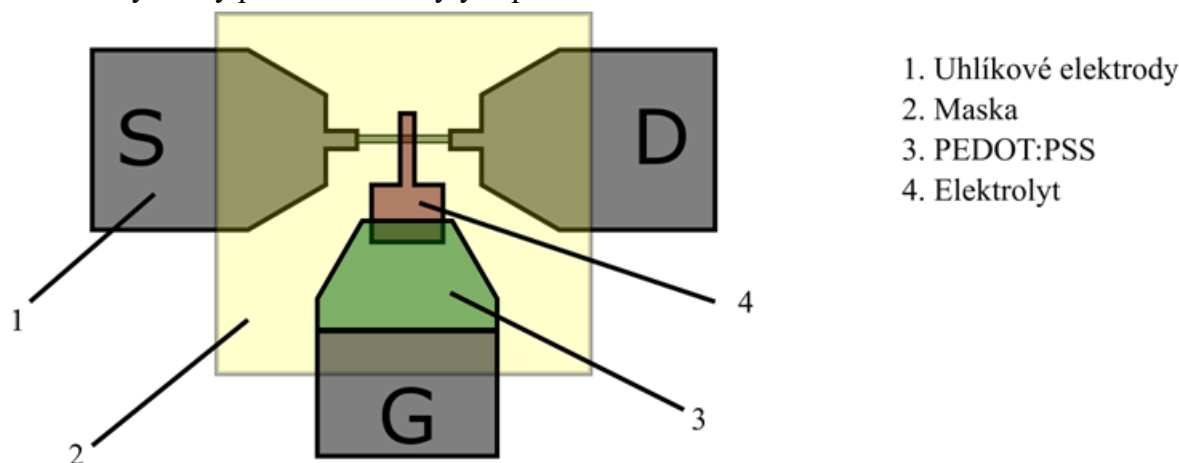
Význam parametru  $Y_0$  závisí na druhu komponentů (odpor  $R$ , kapacita  $C$ , indukčnost  $L$ , nebo obecně CPE).



### 3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

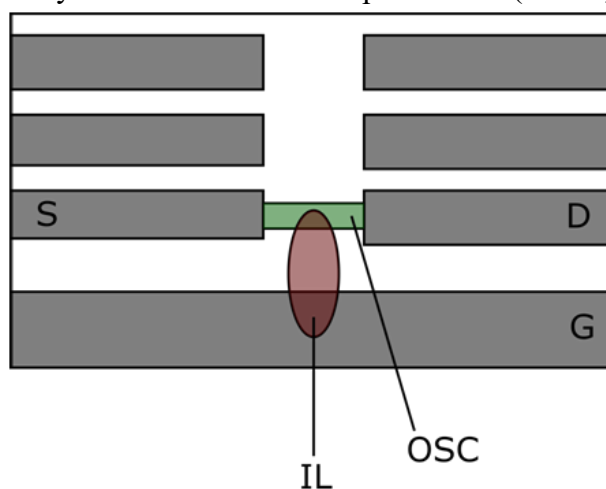
#### 3.1 Elektrodové systémy a jejich příprava

V rámci experimentální části této diplomové práce byly použity tři typy organických elektrochemických tranzistorů. První typ elektrodového systému (Obr. 13) byl pro měření poskytnut ze Západočeské univerzity v Plzni (ZČU). Všechny vrstvy OECT byly vytištěny pomocí sítotisku na substrátu Melinex® ST504. Nejdříve byl natištěn polovodivý kanál a řídicí elektroda z materiálu PEDOT:PSS. Poté byla upravena uhlíková pasta Gwent D1 pomocí 10% hm. N-methyl-2-pyrrolidonu (NMP). Touto upravenou uhlíkovou pastou byly následně natištěny všechny elektrody (zdrojová, odtoková a řídicí). Maska byla vyrobena z dielektrika CSP-5210 [27]. Jako elektrolyt byla použita iontová kapalina NO4 (Tab. 3), která byla na připravené OECT nanášena metodou drop coating. Nevýhodou těchto systémů bylo, že PEDOT:PSS na ně byl nanášen již v Plzni a vlivem stárnutí postupně degradoval. Naměřené výsledky proto často nebyly úspěšné.



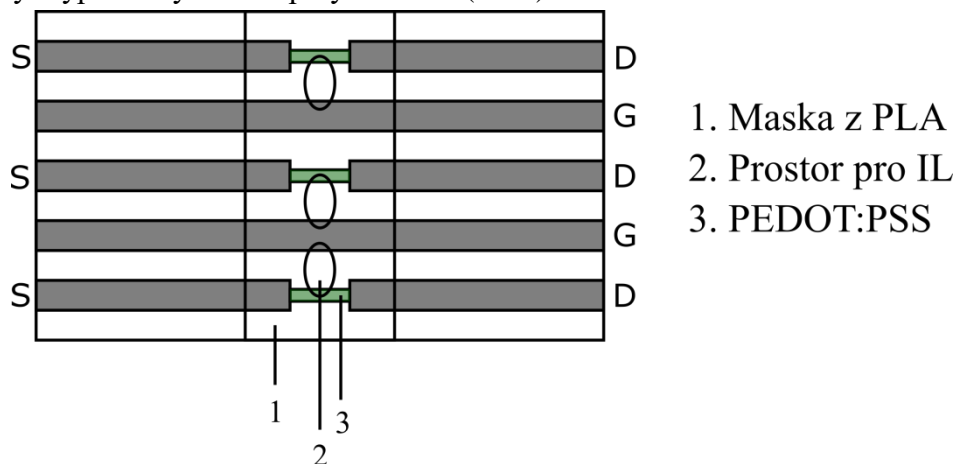
Obr. 13: Struktura OECT L400W200 ze ZČU v Plzni

Druhý typ OECT byl již vyráběn na naší fakultě. Na vyčištěné a odmaštěné ITO substráty od firmy Ossila byl metodou spin-coating nanášen PEDOT:PSS. Polovodivý kanál z PEDOTu:PSS byl začištěn izopropylalkoholem (Obr. 14). Substráty s polovodivou vrstvou byly zapečeny na hot-plate při teplotě 150 °C, následně byly nakontaktovány a pomocí metody drop coating na ně byla nanášena iontová kapalina No4 (Tab. 3).



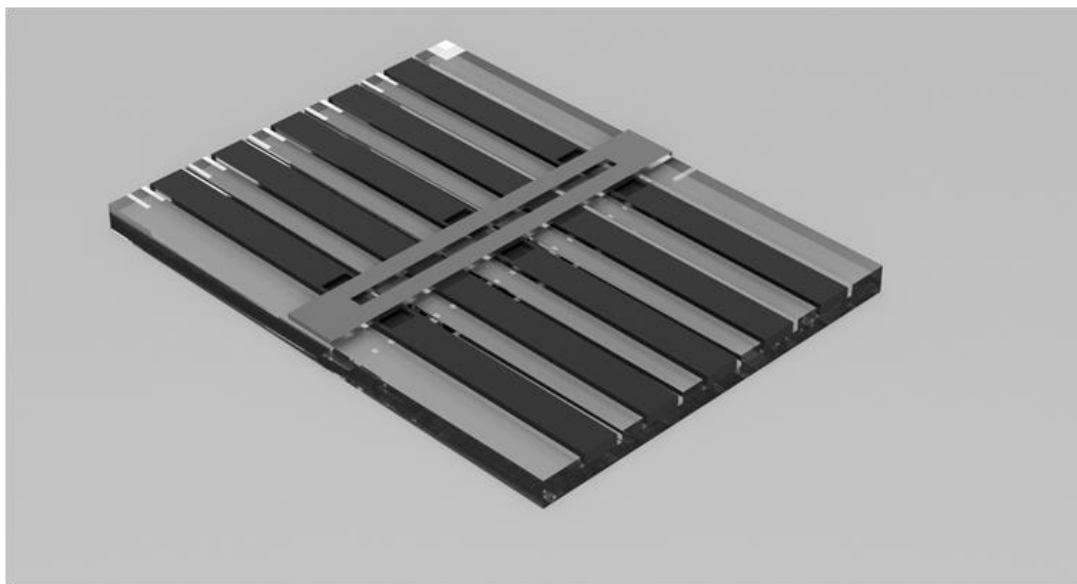
Obr. 14: Schéma OECT na ITO substrátu

Poslední typem je OEECT vytvořené pomocí 3D tisku (schéma viz na Obr. 15). Touto metodou byly vyrobeny tranzistory obsahující uhlíkové elektrody (3× S a D, 2× G) a prostor mezi nimi byl vyplněn kyselinou polymléčnou (PLA)



Obr. 15: Elektroodový systém z PLA

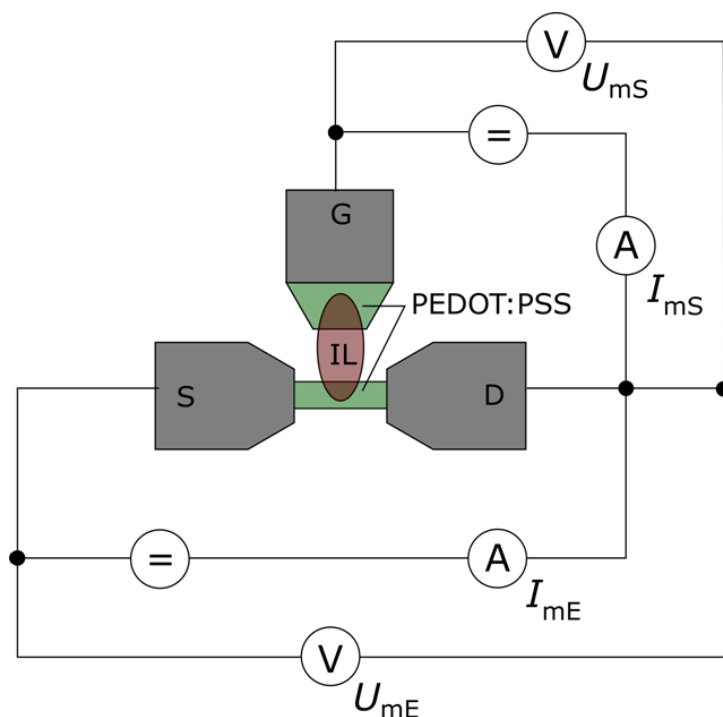
Tisk probíhal ve třech krocích. Jako první byla vytištěna nevodivá podložka z PLA s drážkami pro nastříknutí PEDOTu:PSS. Na podložku byly natištěny elektroodové kontakty z vlákna (filamentu PLA) obsahujícího vodivé uhlíkové nanočástice. Posledním krokem byly vytvořeny kanály pro nakápnutí iontové kapaliny, která zabraňovala jejímu roztečení mimo polovodivý kanál. Celý elektroodový systém byl vyroben v jednom kroku. Do drážek mezi zdrojovými (S) a odtokovými (D) elektroodami byl pomocí injekční stříkačky s jehlou vsřikován PEDOT:PSS tvořící polovodivý kanál. Vzorek s polovodivým kanálem byl zapečen při teplotě 55 °C, aby nedošlo k roztavení PLA. Na Obr. 16 je zobrazen 3D model tohoto organického tenkovrstvého tranzistoru.



Obr. 16: 3D model OEECT vyrobeného 3D tiskem

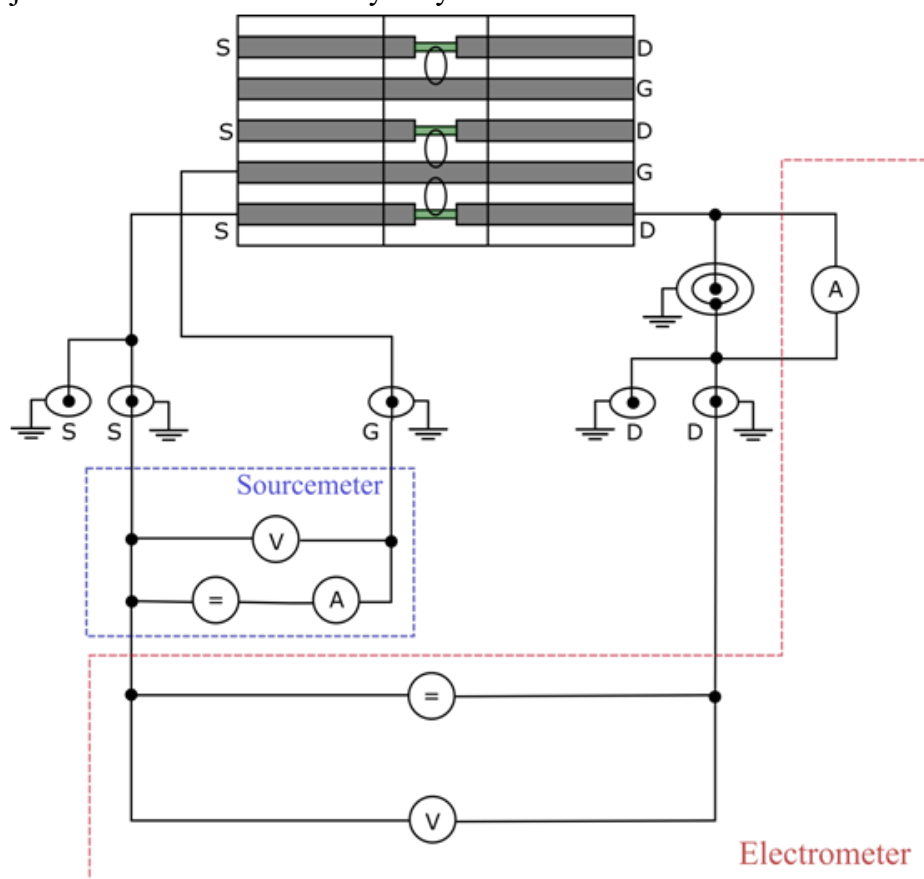
### 3.1.1 Zapojení elektroodových systémů

Měření volt-ampérových charakteristik OEECT vyrobených na ZČU i OEECT vyrobených na ITO substrátech byly měřeny podle schématu na Obr. 17.



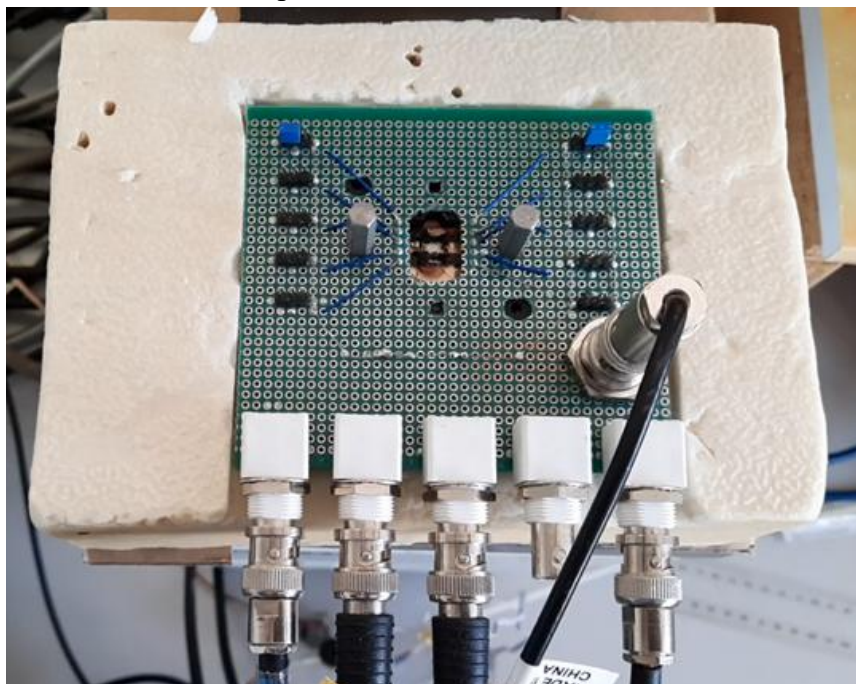
Obr. 17: Schéma zapojení OEET

V případě tranzistorů vyrobených 3D tiskem byly na jednom substrátu vyrobeny tři elektrodové systémy. Byla sestavena aparatura, která umožňovala zapojení elektrodových systémů jednotlivě, nebo v libovolných kombinacích. Na Obr. 18 je znázorněno schéma při zapojení jednoho z těchto elektrodových systémů.



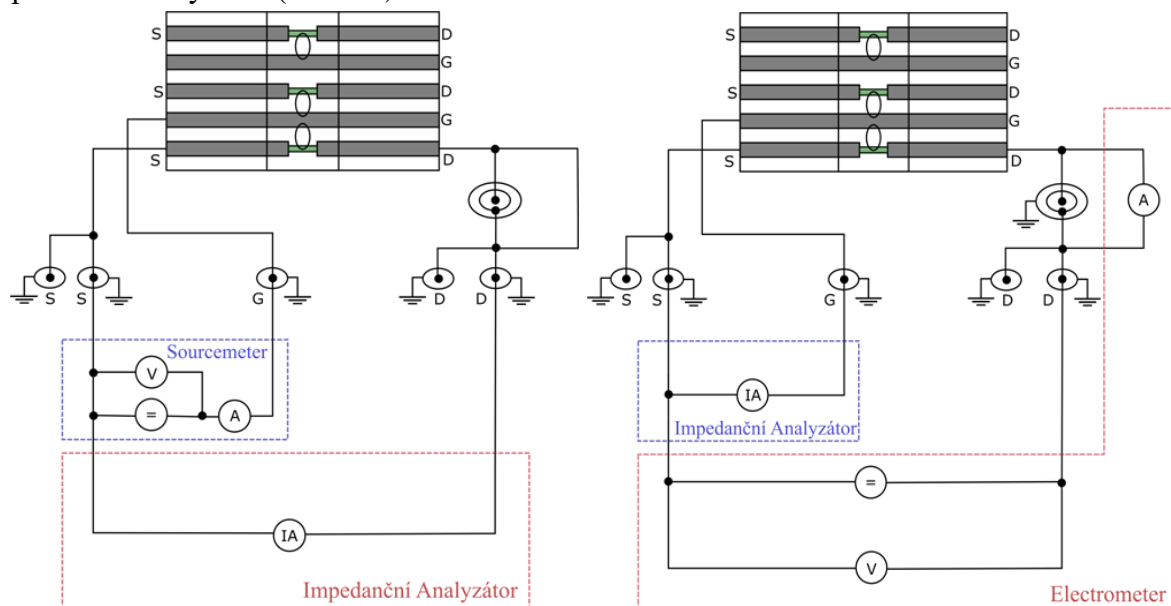
Obr. 18: Schéma zapojení OEET vyrobeného 3D tiskem

Na Obr. 19 je fotografie aparatury, pomocí které byly měřeny vzorky vyrobené 3D tiskem. Výhodou této aparatury je možnost během měření měnit zapojení jednotlivých elektrod a přístrojů nebo vkládat iontovou kapalinu.



Obr. 19: Aparatura pro zapojení vzorků

Pro měření impedanční spektroskopie byly využity pouze vzorky vyrobené pomocí 3D tisku, protože při měření volt-ampérových charakteristik vykazovaly nejstabilnější a reprodukovatelné výsledky. U tohoto typu měření byl do měřicí aparatury připojen navíc impedanční analyzátor (Obr. 20).



Obr. 20: Schéma zapojení OECT vyrobeného 3D tiskem pro měření impedanční spektroskopie s impedančním analyzátozem mezi S a D (vlevo) a mezi S a G (vpravo)

### 3.1.2 Použité materiály

Pro měření byla používána iontová kapalina NO4. Tato iontová kapalina je kapalná za pokojové teploty. Její název a vzorec jsou uvedeny v Tab. 3.

Tab. 3: Název a vzorec iontové kapaliny No4

4	1-butyl-3-methylimidazolium hydrogensíran	
---	--	--

## 3.2 Metody studia tranzistorů

### 3.2.1 Použité měřicí přístroje

Měření volt-ampérových charakteristik probíhalo na čtyřech přístrojích. Lauda ECO RE415 (Obr. 21) je termostat s pracovním rozsahem od  $-15\text{ }^{\circ}\text{C}$  do  $200\text{ }^{\circ}\text{C}$  a přesností  $\pm 0,02\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Procesy zahřívání a ochlazování je schopen rozdělit až do 20 segmentů v různých intervalech [31]. V rámci této práce byla pomocí termostatu Lauda ECO RE415 regulována teplota vzorku (teplota byla buď konstantní, nebo probíhal periodický ohřev a chlazení).



Obr. 21: Lauda ECO RE415

Přístroj NanoVolt/Micro Ohm Meter Agilent 34420A, 7½ digit (Obr. 22) je vysoce citlivý multimetr kombinující měření napětí, odporu a teploty. V této práci byl využit k měření termoelektrického napětí termočlánků (resp. odporu Pt teploměru, resp. teploty termočlánků J, K) Tento přístroj umožňuje změřit teplotu termočlánku s přesností  $0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$  [29].



Obr. 22: NanoVolt/Micro Ohm Meter Agilent 34420A, 7½ digit

Měřicí zdroj Electrometer/High Resistance Meter Keithley 6517 B (Obr. 23) je citlivý elektrometr, který umožňuje spolehlivá měření proudu v rozmezí od 10 aA do 20 mA, odporu od 1  $\Omega$  do  $10^{18}$   $\Omega$ , napětí od 1  $\mu$ V do 200 V a náboje od 1 fC do 2  $\mu$ C. Sloužil jako zdroj elektrického napětí a k měření proudu mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou při přiloženém napětí mezi tyto dvě elektrody [30].



Obr. 23: Electrometer/High Resistance Meter Keithley 6517 B

Měřicí zdroj Sourcemeter Keithley 2410, 1100V (viz Obr. 24) může sloužit jako stabilní zdroj stejnosměrného napětí, proudu nebo jako multimetr se schopností vysoké opakovatelnosti a nízkého šumu. Je schopen měřit napětí v rozmezí  $\pm 1100$  V a proud od  $\pm 10$  pA do  $\pm 1$  A. Využívá se k měření rezistorů, napětí, diod, atd. Tento přístroj byl použit jako zdroj napětí mezi odtokovou a řídicí elektrodou a k měření proudu, který mezi nimi procházel [28].



Obr. 24: Sourcemeter Keithley 2410, 1100V

Pomocí metody impedanční spektroskopie je možné provádět měření elektrické impedance v závislosti na frekvenci. Po aplikaci střídavého napětí na materiál se impedance vyjadřuje jako poměr elektrického napětí a elektrického proudu. Měřená impedance se mění s frekvencí přiloženého napětí. Zařízení 1260A Impedance/Gain-Phase Analyzer (Obr. 25) je analyzátor frekvenční odezvy, který měří v rozmezí od 10  $\mu$ Hz až do 32 MHz s rozlišením 0,015 ppm [32].

Model 1296A Dielectric Interface System Solatron Analytical (Obr. 25) měří impedanci až do hodnot  $10^{14} \Omega$  ( $T\Omega$ ) při rozsahu frekvence od  $10 \mu\text{Hz}$  do  $10 \text{MHz}$ . Tímto zařízením je možné měřit závislost impedance na frekvenci pro různé amplitudy budícího napětí, resp. na předpětí (Bias) nebo pro konstantní frekvenci závislost na Bias. Těchto možností se využívá zejména při měření C-V charakteristik, kdy se měří závislost kapacity na napětí [33].

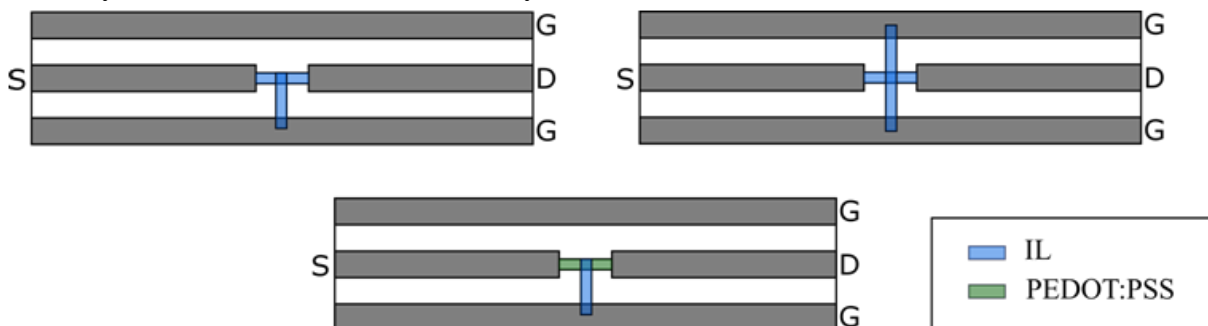


Obr. 25: 1260A Impedance/Gain-Phase Analyzer (vlevo) a 1296A Dielectric Interface System Solatron Analytical (vpravo)

## 4 VÝSLEDKY A DISKUZE

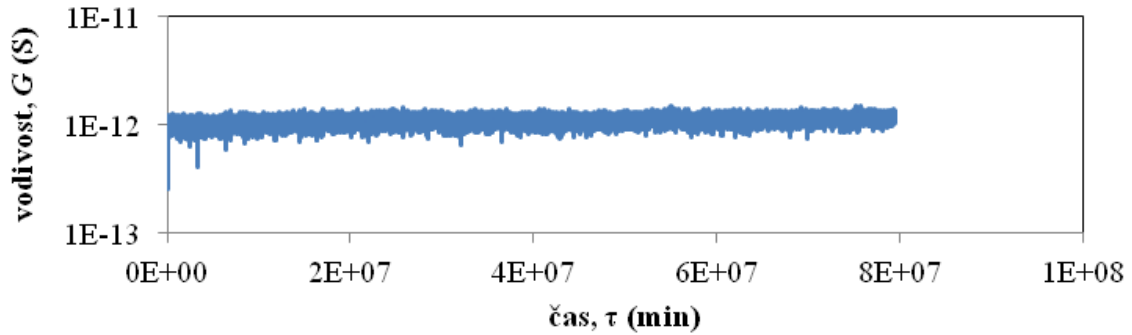
### 4.1.1 Měření volt-ampereových charakteristik

K ověření použitelnosti elektrodového systému proběhlo několik typů měření. Nejprve byly proměřeny závislosti materiálu PLA, teplotní závislost přípravy polovodivého kanálu z PEDOTu:PSS a příprava kanálu z IL. Následně byly zkoumány vlastnosti tranzistorů s různými typy polovodivých kanálů, konkrétně nesymetrické struktury  $IL \rightarrow IL$ , symetrické struktury  $IL \leftarrow IL \rightarrow IL$  a nakonec struktury  $PEDOT:PSS \rightarrow IL$  (viz Obr. 26).



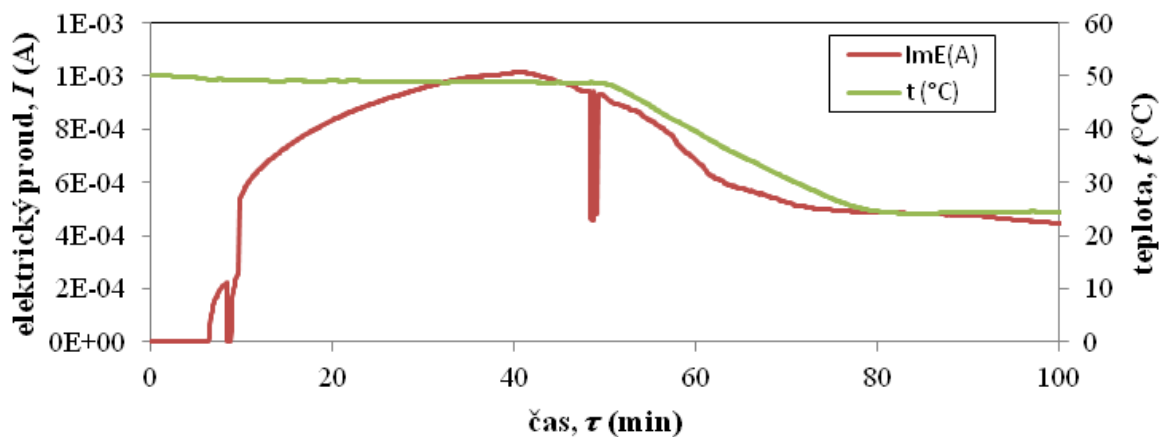
Obr. 26: Schéma struktury  $IL \rightarrow IL$  (vlevo),  $IL \leftarrow IL \rightarrow IL$  (vpravo) a  $PEDOT:PSS \rightarrow IL$  (dole)

Cílem měření vlastností materiálu PLA bylo zjistit, zda tento materiál s časem nedegraduje a je tedy vhodný pro výrobu tranzistorů. V rámci měření byly měřeny volt-ampereové charakteristiky při teplotě  $25 \text{ }^\circ\text{C}$  pomocí dvou multimetrů (SourceMeter, Electrometer). Přístroj SourceMeter sloužil k vložení napětí ( $-1$  až  $1$ ) V mezi odtokovou a řídicí elektrodu, zároveň zaznamenával velikost odporu mezi těmito dvěma elektrodami. Elektrometrem bylo mezi zdrojovou a odtokovou elektrodu vloženo stabilní napětí  $-1 \text{ V}$  a byl měřen proud procházející mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou. Pro lepší porovnání výsledků byly všechny naměřené hodnoty přepočítány na vodivost. Z naměřených hodnot (viz Obr. 27) bylo zjištěno, že vodivost materiálu PLA má přibližnou hodnotu  $10^{-12} \text{ S}$  a lze ho tedy považovat za izolační podložku vhodnou pro měření.



Obr. 27: Závislost vodivosti PLA na čase

V dalším kroku byla připravena polymerní vrstva PEDOTu:PSS. Na podložku z PLA zahřátou na 50 °C byla do kanálu mezi zdrojovou a odtokovou elektrodu nanášena tenká vrstva PEDOTu:PSS, mezi elektrody bylo vloženo napětí  $-1$  V a byla měřena závislost proudu procházejícího polovodivým kanálem na čase. Po vložení PEDOTu:PSS na místo polovodivého kanálu dochází vlivem zahřívání k polymeraci a jeho struktura se mění z kapalné na pevnou. Po ustálení (cca na hodnotě  $1 \text{ k}\Omega$ ) byl vzorek lineárně ochlazován až na pokojovou teplotu, aby po vložení iontové kapaliny na vzniklý polovodivý kanál nedocházelo k jejímu odpařování. Průběh tohoto měření je zobrazen na Obr. 28.



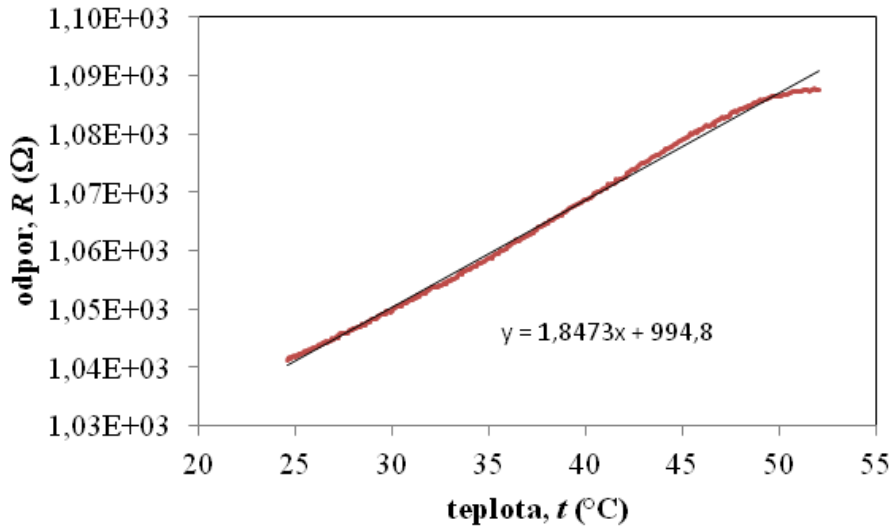
Obr. 28: Závislost proudu procházejícího PEDOTem:PSS a teploty na čase

Závislost odporu PEDOTu:PSS na teplotě při ochlazování je znázorněna na Obr. 29. Tato závislost je lineární a lze popsat vztahem (20).

$$R = R_0(1 + \alpha\Delta T) \quad (20)$$

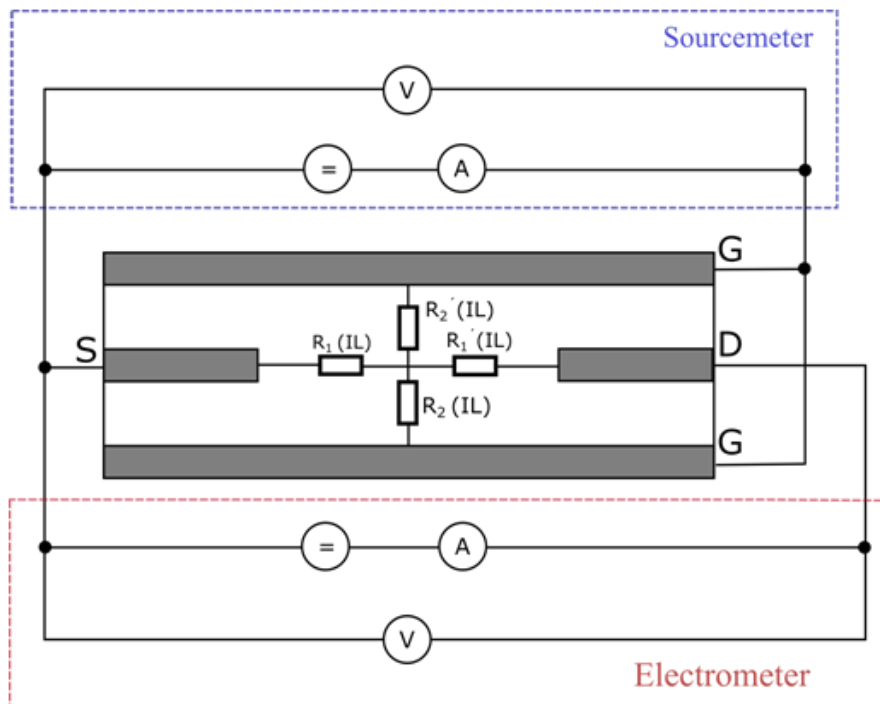
Strmost tohoto grafu je rovna koeficientu  $\alpha$  a její přibližná hodnota je  $1,8473 \text{ K}^{-1}$ .





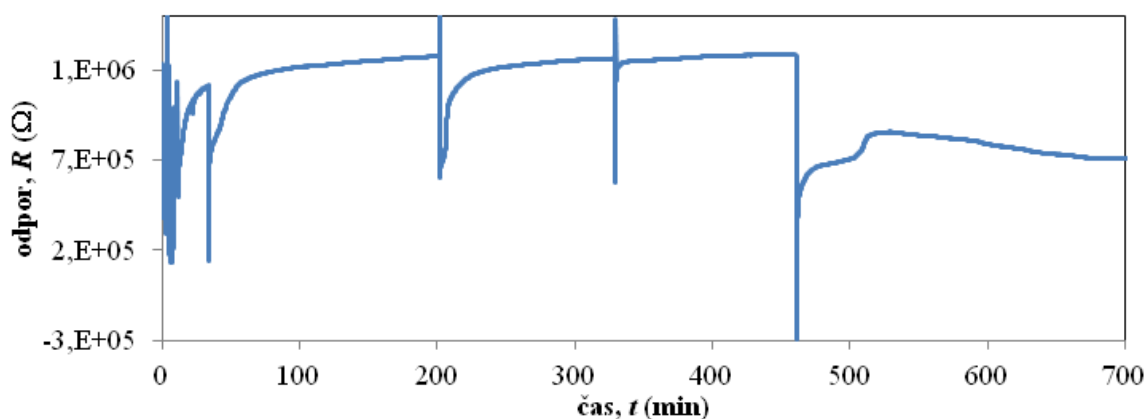
Obr. 29: Závislost odporu na teplotě

Při dalším měření byl polovodivý kanál tvořen při teplotě 25 °C pomocí iontové kapaliny. Po vytvoření polovodivého kanálu byla na vzniklý tranzistor vložena iontová kapalina jako elektrolyt dvěma způsoby, jak je zobrazeno na Obr. 26. Nejdříve vznikla nesymetrická struktura a následně byla vytvořena symetrická struktura. Na Obr. 30 je znázorněno schéma zapojení symetrické struktury  $IL \leftarrow IL \rightarrow IL$ .



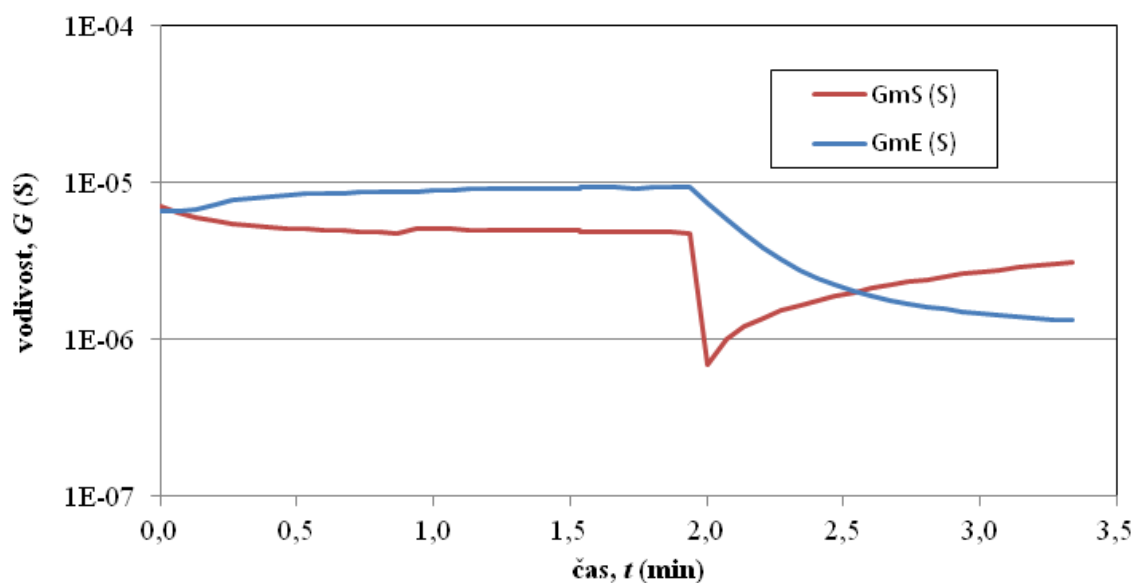
Obr. 30: Schéma zapojení symetrické struktury  $IL \leftarrow IL \rightarrow IL$  do měřicí aparatury

Na Obr. 31 je vynesena závislost odporu iontové kapaliny na čase. Jednotlivé skoky zobrazují postupné přidávání iontové kapaliny, nejprve do polovodivého kanálu, poté při tvorbě nesymetrické a symetrické struktury. Po ustálení symetrické struktury se odpor pohyboval řádově v hodnotách  $7 \cdot 10^5 \Omega$  a už se dále výrazně neměnil.



Obr. 31: Závislost odporu iontové kapaliny na čase

Při posledním typu měření byl polovodičový kanál vytvořen pomocí PEDOTu:PSS a iontová kapalina zde byla použita jako elektrolyt. Teplota při tomto měření byla nastavena na 25 °C, na řídicí elektrodu bylo vloženo velmi malé napětí (0 – 0,1) V a mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou bylo vloženo napětí –1 V. Po spuštění měření došlo na PEDOTu:PSS k relaxaci a byla nakápnuta iontová kapalina. Z Obr. 32 je zřejmé, že vodivost tranzistoru v okamžiku nakápnutí iontové kapaliny výrazně klesla.

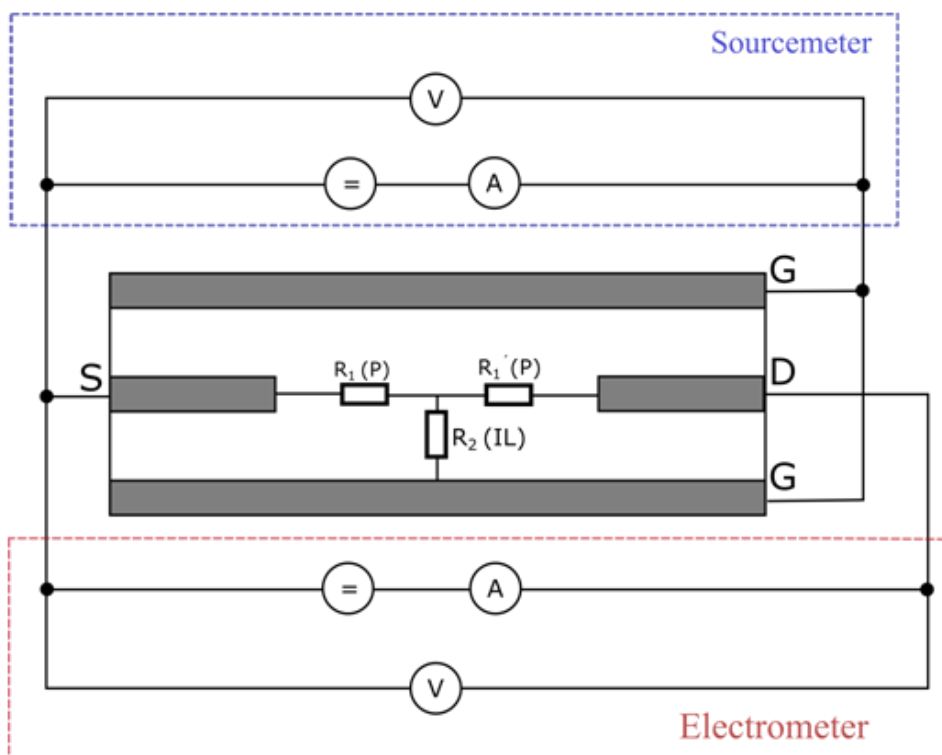


Obr. 32: Závislost vodivosti na čase při kápnutí IL

Na Obr. 33 je zobrazeno schéma zapojení měřicích zdrojů (Elektrometer, Sourcemeater) při měření závislostí pro soustavu PEDOT:PSS→IL. Pro výpočet hodnot procházejících proudů oběma multimetry lze použít rovnice (21) a (22).

$$I_1 = \frac{\varepsilon_1(R_2 + R_1) - (\varepsilon_2 R_2)}{R_1^2 - 2R_1 R_2} \quad (21)$$

$$I_2 = \frac{2\varepsilon_2 - \varepsilon_1}{2R_2 + R_1} \quad (22)$$

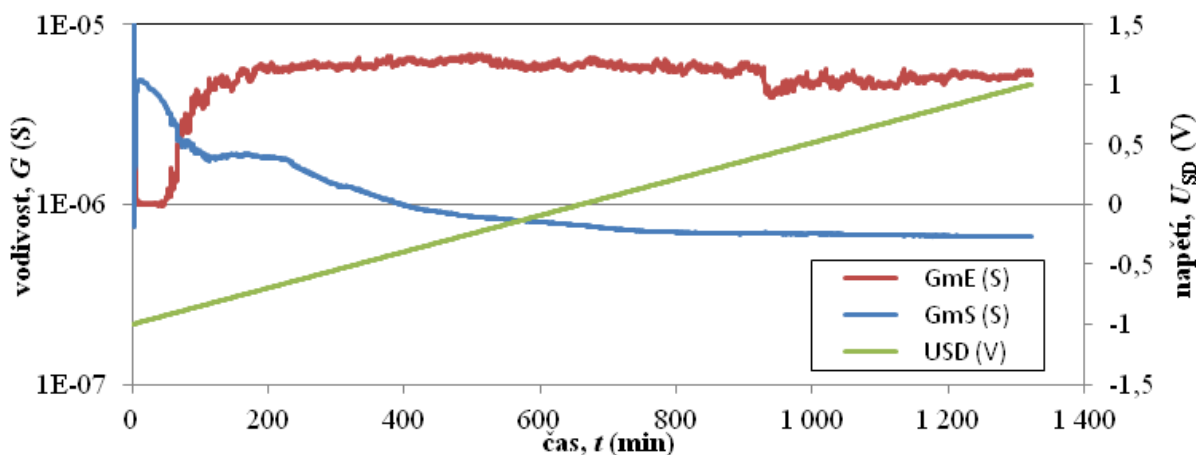


Obr. 33: Schéma zapojení soustavy IL←PEDOT→IL do měřicí aparatury

Bylo zjištěno, že výsledky měření nezávisí na napětí vloženém na řídicí elektrodu, ale je ovlivňováno pouze napětím mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou. PEDOT:PSS má odpor přibližně  $10^3 \Omega$ , iontová kapalina No4 má odpor přibližně  $10^4 \Omega$ . Po vložení iontové kapaliny na PEDOT:PSS dochází k difuzi iontové kapaliny do struktury PEDOTu:PSS a velikost odporu zvětší na  $10^5 \Omega$ . Pokud je při měření zapojen pouze PEDOT:PSS, veškerý proud prochází přes Electrometer. Po připojení iontové kapaliny k PEDOTu:PSS, může dojít k rozdělení procházejícího proudu mezi oba přístroje.

Po zapojení záporného napětí mezi S a D, proud prochází oběma zařízeními. Pokud je mezi S a D vloženo kladné napětí, tak proud prochází pouze přes Electrometer, protože kladné ionty iontové kapaliny brání jeho průchodu přes řídicí elektrodu. Proud procházející při kladném napětí je tedy menší než proud procházející při záporném napětí. Přepínáním mezi kladnou a zápornou polaritou dochází k otevírání a zavírání polovodičového kanálu.

Na soustavě PEDOT:PSS→IL byla zkoumána také změna vodivosti a napětí naměřených na Sourcemeteru a Elektrometeru při změně napětí  $U_{SD}$ . Napětí  $U_{SD}$  bylo průběžně měněno z  $-1 \text{ V}$  na  $1 \text{ V}$ . Výsledky měření jsou zobrazeny na Obr. 34. Bylo zjištěno, že vodivost a odpor se vlivem změny napětí  $U_{SD}$  po celou dobu téměř nemění, ke změně dochází až v oblasti kolem  $-0,8 \text{ V}$ . V této oblasti pravděpodobně dochází k zavření polovodičového kanálu.



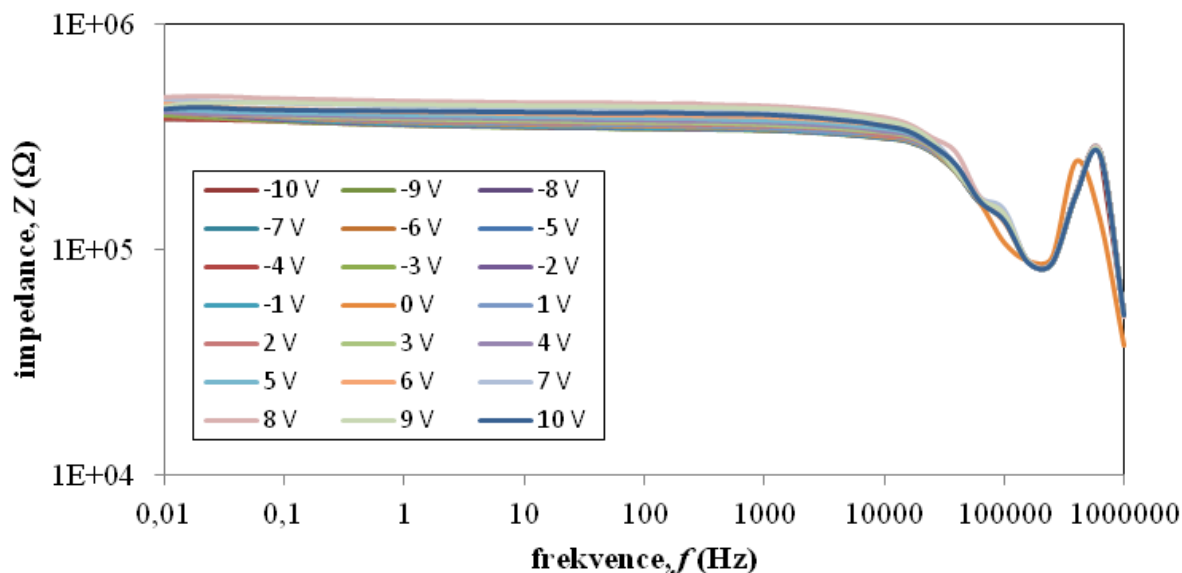
Obr. 34: Hodnoty vodivosti měřené oběma multimetry při změně napětí  $U_{SD}$

#### 4.1.2 Impedanční spektroskopie

##### Impedanční charakteristiky mezi řídicí elektrodou

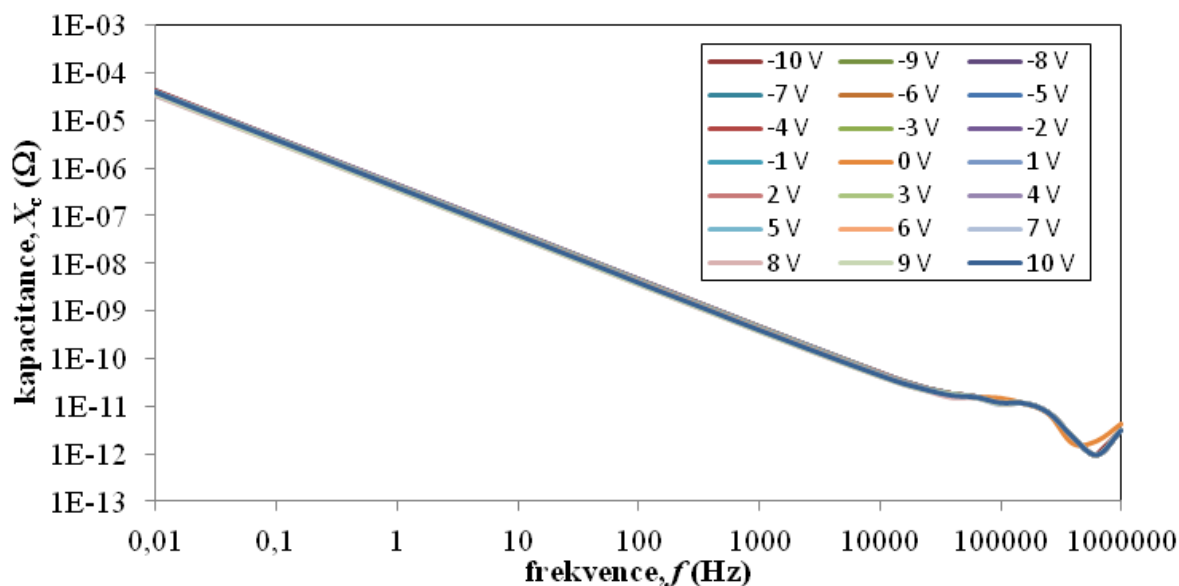
Při měření impedančních spekter byla měřicí aparatura zapojena dvěma způsoby, jak je zobrazeno na Obr. 20. V prvním případě byl impedanční analyzátor připojen mezi zdrojovou a řídicí elektrodou, ve druhém případě byl zapojen mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou. Postupně byly měřeny střídavé charakteristiky OECT tranzistorů při hodnotě střídavého napětí (AC level) 1 V, stejnosměrného napětí (DC level) od  $-10$  do  $10$  V s krokem 1 V.

Na Obr. 35 je závislost impedance na frekvenci při zapojení impedančního analyzátoru mezi zdrojovou a řídicí elektrodou. Pro všechny hodnoty napětí byly naměřeny téměř identické hodnoty impedance. Při nízkých frekvencích je impedance konstantní, při frekvenci vyšší než  $10\,000$  Hz dochází k jejím změnám.



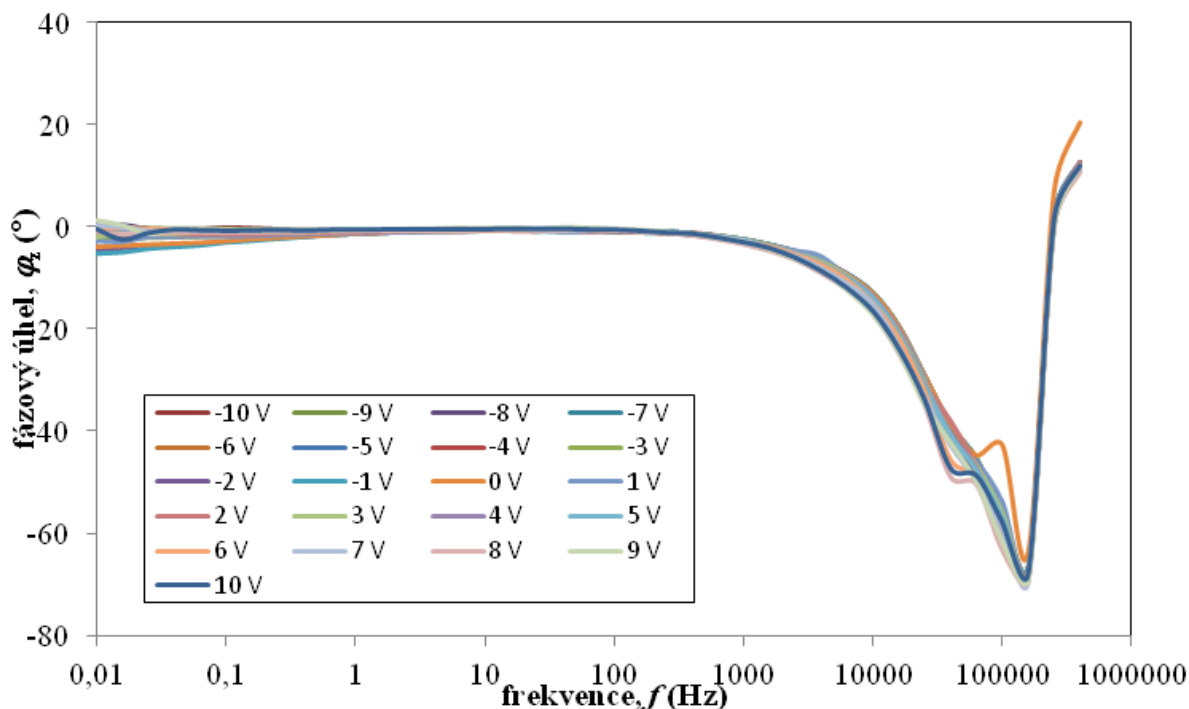
Obr. 35: Závislost impedance na frekvenci (IS mezi S a G)

Z grafu na Obr. 36 je zřejmé, že při zvyšování frekvence dochází při všech vložených napětích k poklesu kapacitance. Pro všechna přiložená napětí byly naměřené křivky shodné, kapacitance nabývala ve všech případech stejných hodnot.



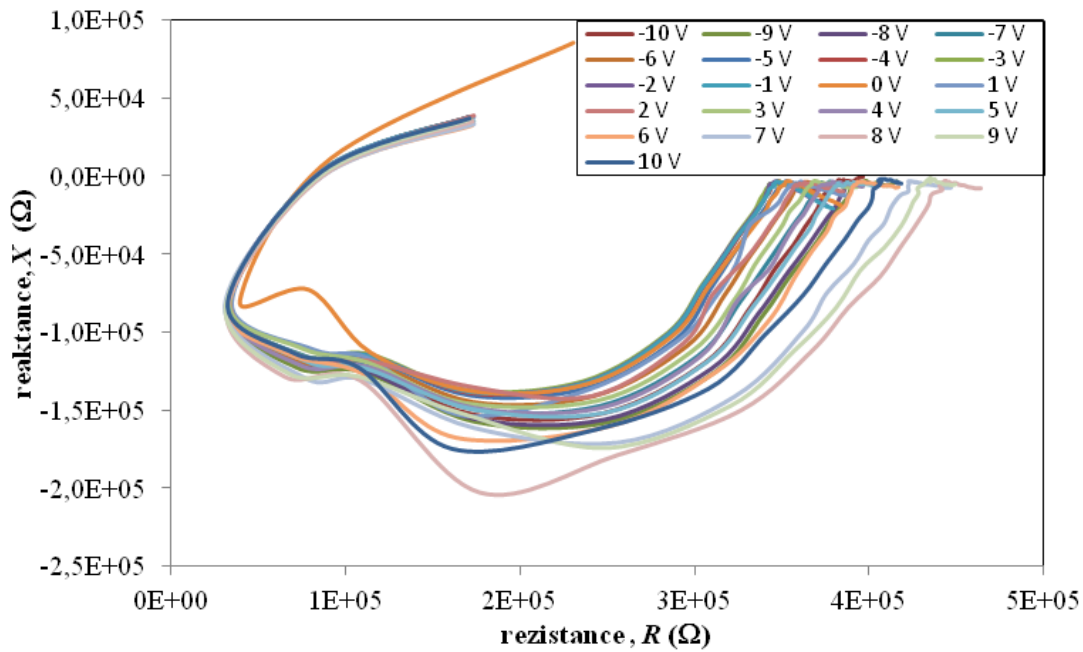
Obr. 36: Závislost kapacity na frekvenci (IS mezi S a G)

Na Obr. 37 je zobrazena závislost fázového úhlu na frekvenci. Pokud je fázový úhel roven  $0^\circ$ , tak hodnota impedance odpovídá rezistanci, pokud se rovná  $90^\circ$ , odpovídá induktivní reaktanci a pokud je  $-90^\circ$ , odpovídá kapacitní reaktanci. Při nízké frekvenci měl vzorek ve všech případech odporový charakter, při frekvenci vyšší než 1000 Hz se jeho charakter postupně mění na kapacitní. Při nejvyšší frekvenci má induktivní charakter, který je způsoben indukcí přívodních drátů.



Obr. 37: Závislost fázového úhlu na frekvenci (IS mezi S a G)

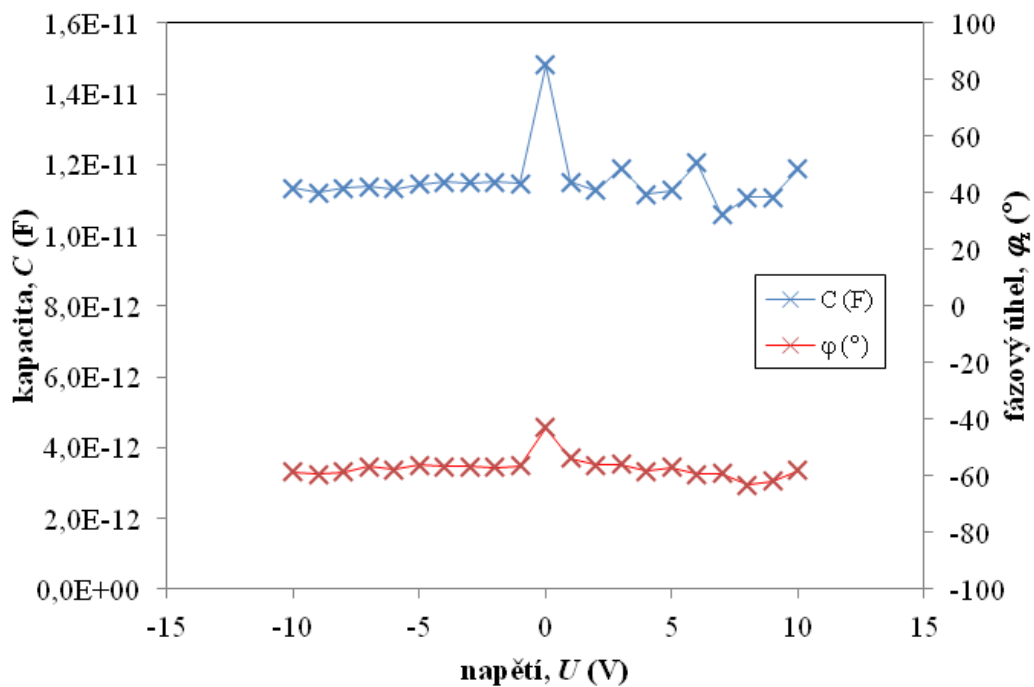
Na Obr. 38 je graf závislosti reaktance na rezistanci při zapojení impedančního analyzátoru mezi zdrojovou a řídicí elektrodou. Tímto měřením bylo potvrzeno, že měřený vzorek měl induktivní charakter.



Obr. 38: Závislost reaktance na rezistanci (IS mezi S a G)

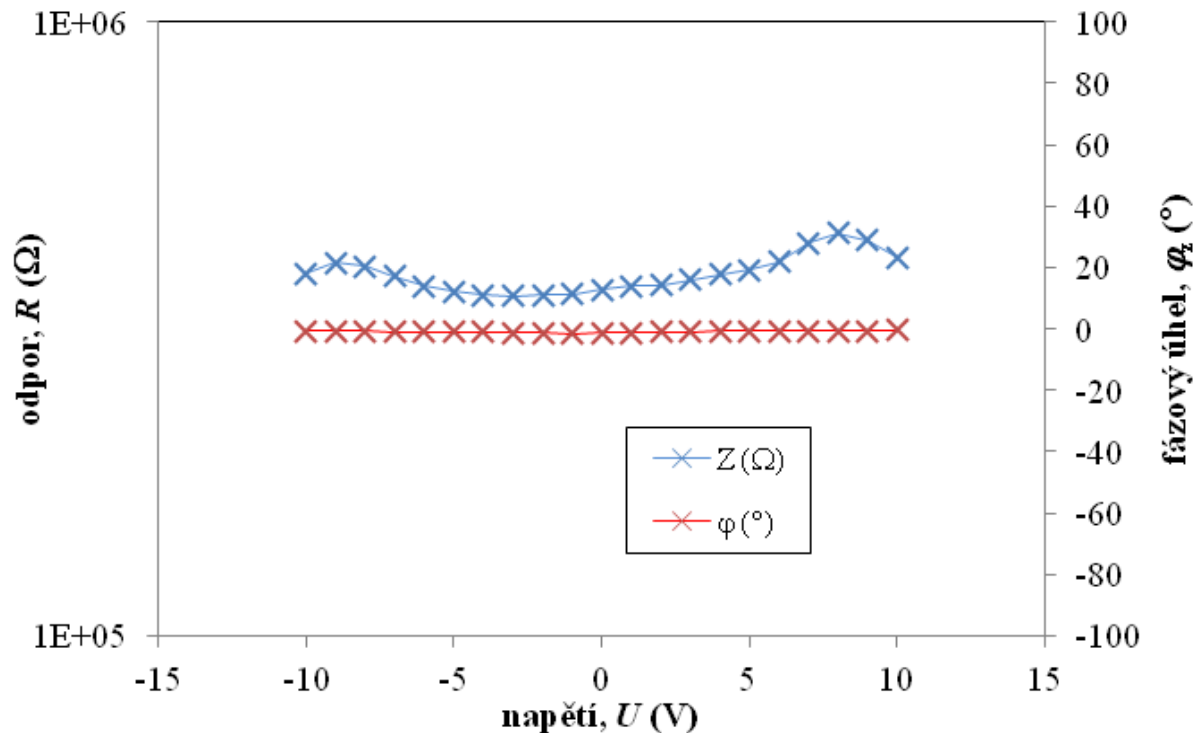
Z naměřených dat byly vypočítány hodnoty kapacity a odporu pro jednotlivá napětí. Na Obr. 39 je zobrazena závislost kapacity a fázového úhlu na napětí. Kapacita nabývala střední hodnoty  $1,13 \cdot 10^{-11}$  F. K jejímu největšímu skoku docházelo při napětí 0 V. Protože fáze v tomto případě byla rovna  $-60^\circ$ , jedná se o CPE kapacitního charakteru. Na základě rovnice (16) pro disperzi nosičů lze stanovit koeficient  $n$ , který je v tomto případě roven  $-0,67$  (viz rovnice (23)). Tato závislost byla stanovena pro frekvenci 100 000 Hz.

$$n = -\frac{60}{90} = -0,67 \quad (23)$$



Obr. 39: Závislost kapacity a fázového úhlu na napětí (IS mezi S a G)

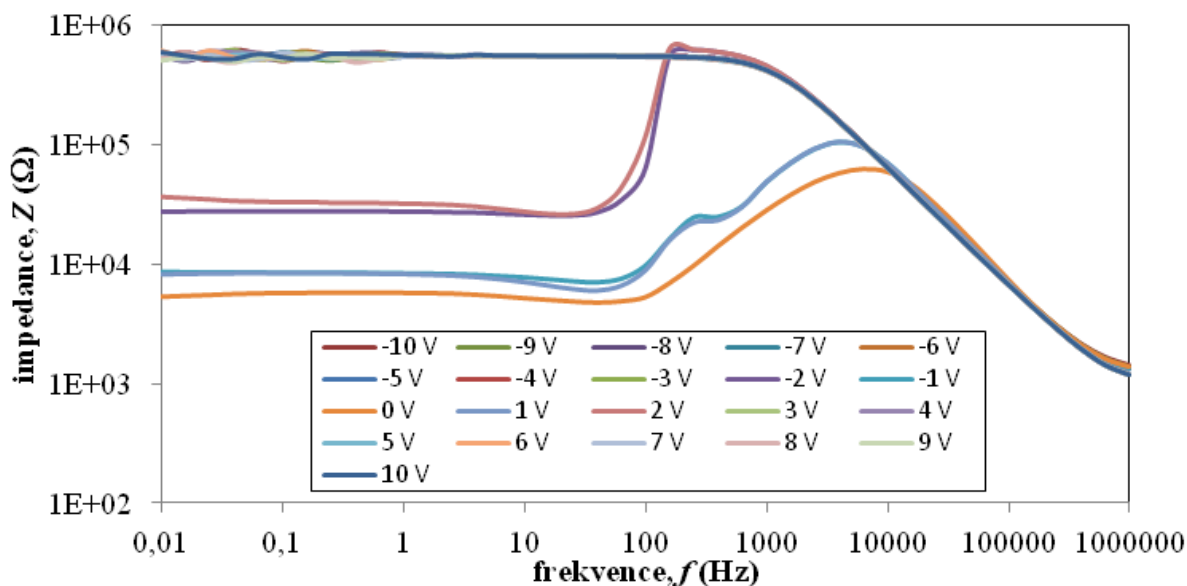
Dále byla pro frekvenci 1 Hz stanovena závislost odporu a fázového úhlu na napětí. Odpor nabýval přibližně hodnoty  $3,8 \cdot 10^5 \Omega$ . K mírnému růstu odporu došlo za přiložení vysokého (10 V) a nízkého (-10 V) napětí, jinak byl odpor v průběhu celého měření téměř konstantní (viz Obr. 40).



Obr. 40: Závislost odporu a fázového úhlu na napětí (IS mezi S a G)

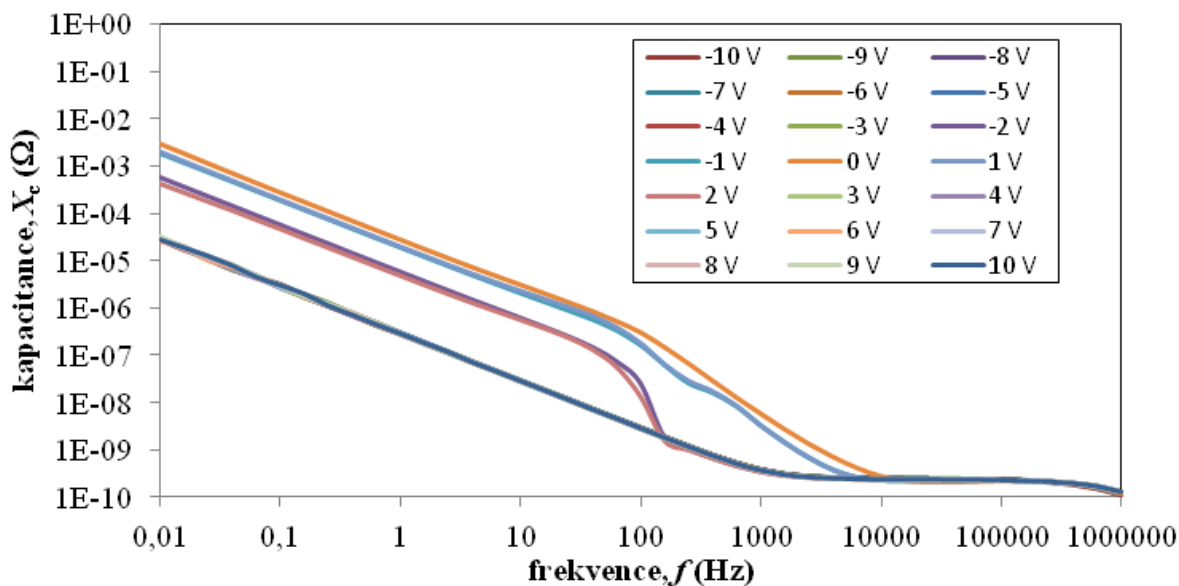
#### **Impedanční charakteristiky mezi S a D**

Na Obr. 41 je závislost impedance na frekvenci při zapojení impedančního analyzátoru mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou. Impedance byla ve většině případů při nízké frekvenci konstantní a při frekvenci nad 1000 Hz docházelo k poklesu impedance. Při napětích 2 V a -2 V byla impedance za nízké frekvence také konstantní, ale nabývala nižších hodnot. Při frekvenci kolem 100 Hz došlo k prudkému vzrůstu impedance, která vzápětí začala klesat shodně s ostatními křivkami. Při napětích -1 V, 0 V a 1 V měla impedance za nízké frekvence nejnižší hodnoty, při frekvenci 100 Hz začala postupně stoupat a po dosažení frekvence 10 000 Hz klesala společně s ostatními křivkami.



Obr. 41: Závislost impedance na frekvenci (IS mezi S a D)

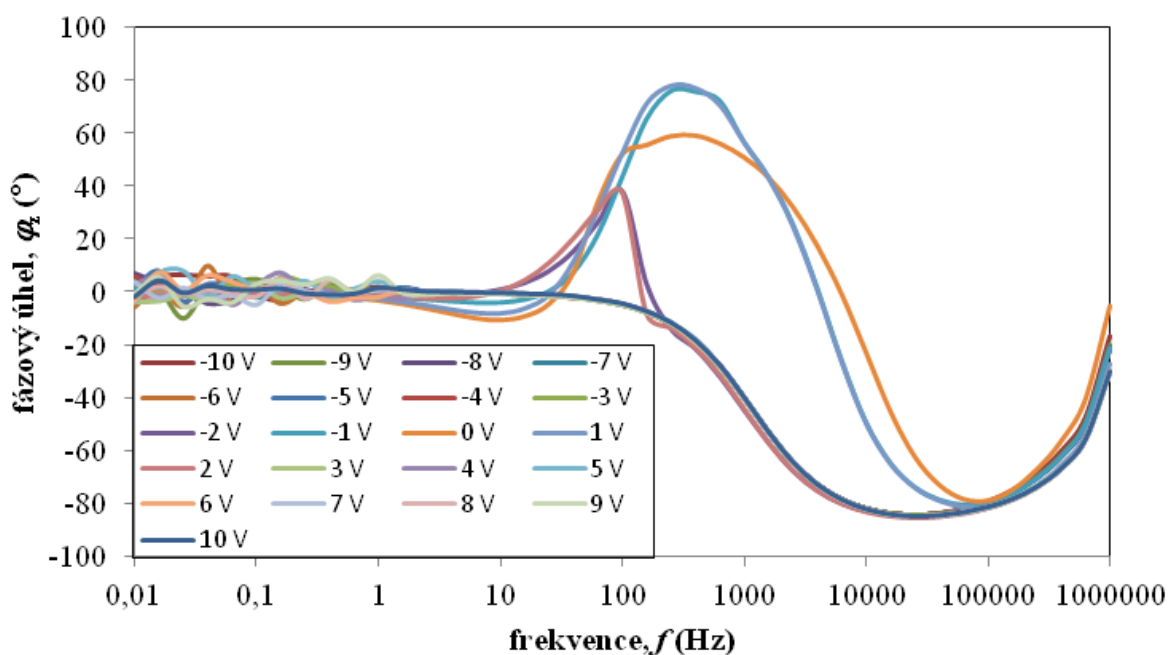
Z grafu na Obr. 42 je vidět, že při zapojení impedančního analyzátoru mezi zdrojovou a odtokovou elektrodu dochází se zvyšováním frekvence k poklesu kapacitance. Při vloženém napětí  $-2\text{ V}$  a  $2\text{ V}$  byly při nízké frekvenci naměřeny vyšší hodnoty kapacitance, po dosažení frekvence  $100\text{ Hz}$  se křivky shodovaly s ostatními. Nejvyšší kapacitance byla naměřena při napětích  $-1\text{ V}$ ,  $0\text{ V}$  a  $1\text{ V}$ . Při frekvenci vyšší než  $10\ 000\text{ Hz}$  se shodovaly již všechny naměřené křivky.



Obr. 42: Závislost kapacitance na frekvenci (IS mezi S a D)

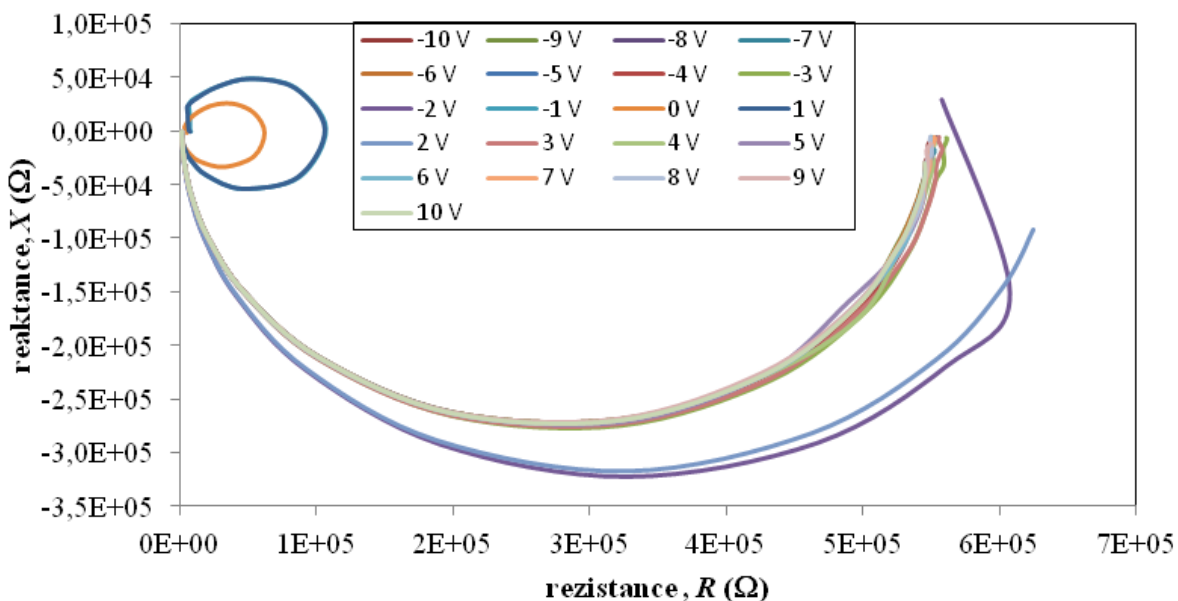
Na Obr. 43 je zobrazena závislost fázového úhlu na frekvenci. Při nízkých frekvencích měl vzorek stejně jako v předchozím případě odporový charakter, při vyšších frekvencích měl nejprve induktivní charakter a při nejvyšších frekvencích měl kapacitní charakter.





Obr. 43: Závislost fázového úhlu na frekvenci (IS mezi S a D)

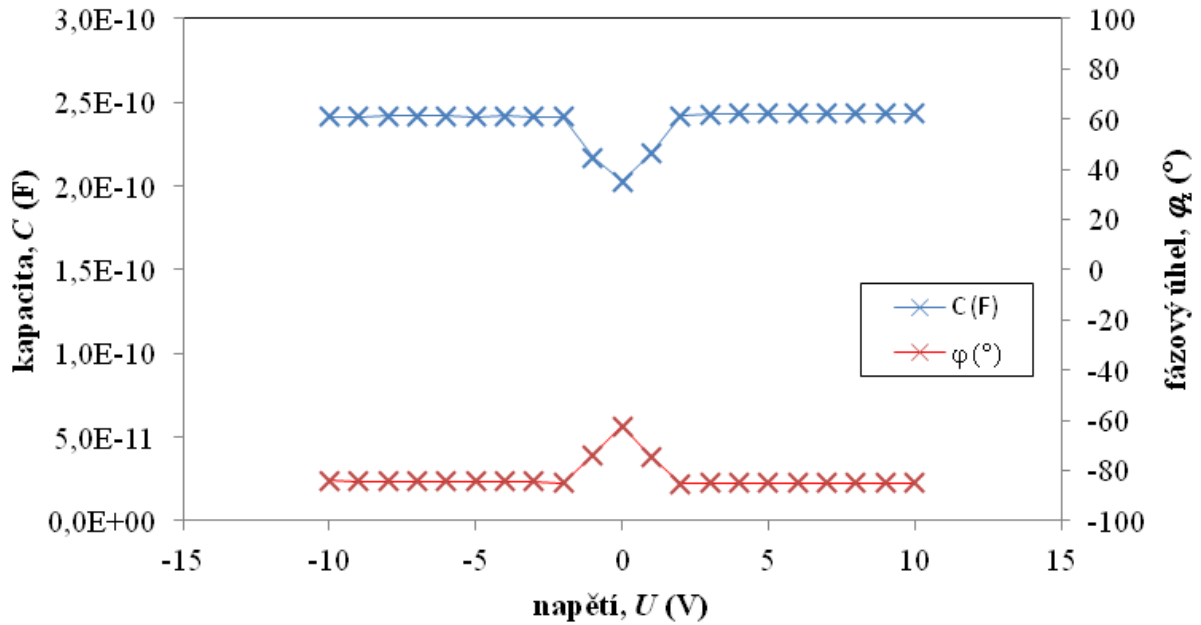
Na Obr. 44 je graf závislosti reaktance na rezistanci při zapojení impedančního analyzátoru mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou. Induktivní charakter se zde nejvíce projevoval při napětích 0 V a 1 V.



Obr. 44: Závislost reaktance na rezistanci (IS mezi S a D)

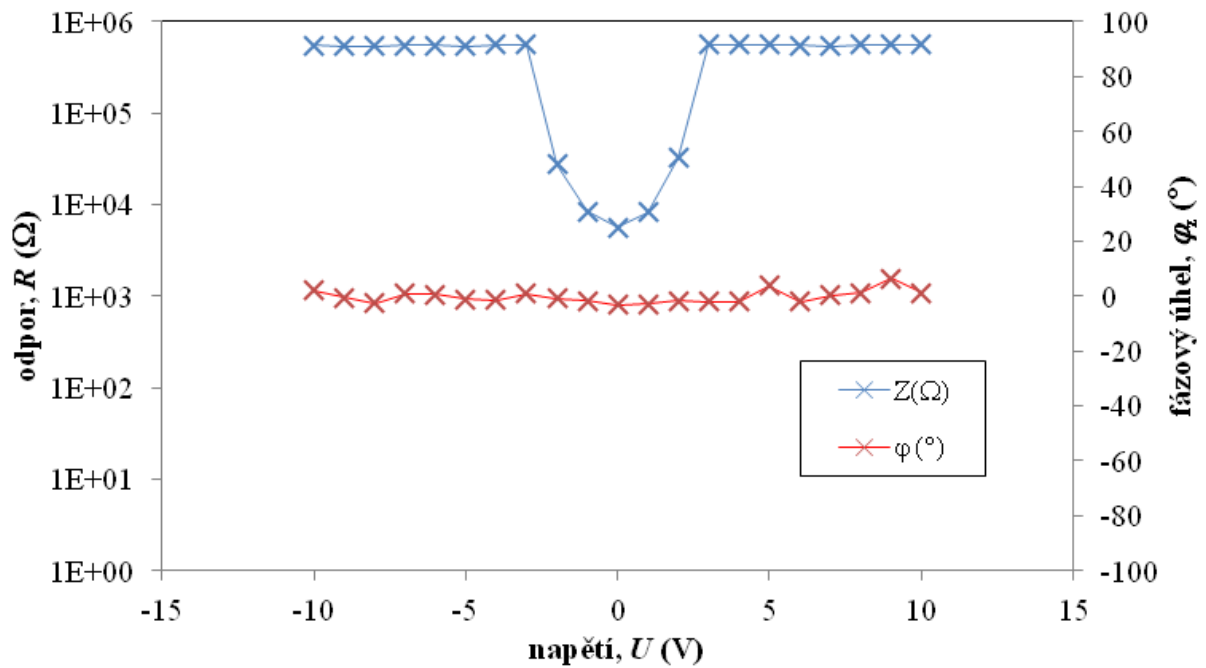
Při zapojení impedančního analyzátoru mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou došlo oproti předchozímu typu zapojení ke vzrůstu kapacity. Jak je zobrazeno na Obr. 45, kapacita v tomto případě nabývala střední hodnoty  $2,42 \cdot 10^{-10}$  F, pouze při napětí kolem 0 V došlo k jejímu mírnému poklesu. Fázový úhel nabýval hodnoty  $-80^\circ$ , opět se tedy jednalo o CPE kapacitního charakteru. Koeficient  $n$  je roven  $-0,89$  (rovnice (24)). Závislost kapacity a fázového úhlu byla stanovena pro frekvenci 25 118,9 Hz.

$$n = -\frac{80}{90} = -0,89 \quad (24)$$



Obr. 45: Závislost kapacity a fázového úhlu na napětí (IS mezi S a D)

Pro frekvenci 1 Hz byla stanovena závislost odporu a fázového úhlu na napětí. Ve srovnání s předchozím typem zapojení byl naměřen vyšší odpor, nabýval hodnoty  $5,5 \cdot 10^5 \Omega$ . Při napětí od  $-3 \text{ V}$  do  $3 \text{ V}$  došlo k poklesu odporu, jinak byl odpor v průběhu celého měření konstantní (viz Obr. 46)



Obr. 46: Závislost odporu a fázového úhlu na napětí (IS mezi S a D)

## 5 ZÁVĚR

Tato diplomová práce se zabývá studiem vlastností tranzistorů s iontovými kapalinami. Cílem bylo vyrobit funkční organický elektrochemický tranzistor a proměřit jeho elektrické a dielektrické vlastnosti. Elektrické vlastnosti byly zjišťovány měřením volt-ampérových charakteristik, dielektrické vlastnosti byly změřeny pomocí impedanční spektroskopie.

Pro měření byly elektrických i dielektrických vlastností byly použity organické elektrochemické tranzistory připravené na podložky vyrobené 3D tiskem. Podložky byly vyrobeny ve třech krocích. Nejdříve byla natištěna nevodivá podložka z PLA, na ni byly natištěny kontakty z filamentu PLA obsahujícího vodivé uhlíkové nanočástice a na závěr byl vytvořen kanál pro nakápnutí iontové kapaliny. Před samotným měřením byl na vytvořeném substrátu vyroben polovodivý kanál z PEDOTu: PSS. Jako elektrolyt byla použita iontová kapalina NO<sub>4</sub>, konkrétně se jednalo o 1-butyl-3-methylimidazolium hydrogensíran.

Při měření elektrických vlastností proběhlo několik typů měření. Nejprve byly měřeny závislosti materiálu PLA. Bylo zjištěno, že tento materiál časem nedegraduje, a je tedy vhodný pro výrobu tranzistorů OEECT. Poté byly proměřeny teplotní závislosti příprav polovodivých kanálů z PEDOTu:PSS a IL. Na závěr byly zkoumány vlastnosti tranzistorů s různými typy polovodivých kanálů, konkrétně nesymetrické struktury IL→IL, symetrické struktury IL←IL→IL a nakonec struktury PEDOT:PSS→IL. Z výsledků měření soustavy PEDOT:PSS→IL bylo zjištěno, že otevírání a zavírání polovodivého kanálu nezávisí na napětí vloženém na řídicí elektrodu, ale závisí na napětí mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou. Pokud je mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou vloženo kladné napětí, brání kladné ionty iontové kapaliny průchodu proudu přes řídicí elektrodu. Po vložení záporného napětí mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou prochází proud i přes řídicí elektrodu. Proud procházející tranzistorem při kladném napětí je menší než proud procházející při záporném napětí. Přepínáním mezi těmito dvěma polaritami docházelo k otevírání a zavírání polovodivého kanálu.

Měření dielektrických vlastností probíhalo s využitím metody impedanční spektroskopie. Byly provedeny dva typy měření s různým zapojením impedančního analyzátoru. V prvním případě byl impedanční analyzátor zapojen mezi zdrojovou a řídicí elektrodou, ve druhém případě byl zapojen mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou. V těchto zapojeních byly měřeny střídavé charakteristiky OEECT tranzistorů při hodnotě střídavého napětí (AC level) 1 V, stejnosměrného napětí (DC level) od -10 do 10 V s krokem 1 V. Z naměřených dat byla vyhodnocena závislost impedance, kapacitance a fázového úhlu na frekvenci a závislost reaktance na rezistanci. Z těchto měření bylo zjištěno, že při nízké frekvenci vykazoval vyrobený organický elektrochemický tranzistor v obou typech zapojení odporový charakter. Při vyšších frekvencích dochází ke změně odporového charakteru na kapacitní charakter resp. induktivní charakter. Pro jednotlivá napětí byly na závěr stanoveny hodnoty odporu a kapacity. V případě zapojení impedančního analyzátoru mezi zdrojovou a odtokovou elektrodou došlo ke vzrůstu kapacity a odporu oproti zapojení mezi zdrojovou a řídicí elektrodou.

## 6 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] LIAO, Caizhi, Meng ZHANG, Mei Yu YAO, Tao HUA, Li LI a Feng YAN. Flexible Organic Electronics in Biology: Materials and Devices. *Advanced Materials* [online]. 2015, **27**(46), 7493-7527 [cit. 2020-03-25]. DOI: 10.1002/adma.201402625. ISSN 09359648. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/adma.201402625>
- [2] REESE, Colin, Mark ROBERTS, Mang-mang LING a Zhenan BAO. Organic thin film transistors. *Materials Today* [online]. 2004, **7**(9), 20-27 [cit. 2020-03-19]. DOI: 10.1016/S1369-7021(04)00398-0. ISSN 13697021. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1369702104003980>
- [3] MABECK, Jeffrey T. a George G. MALLIARAS. Chemical and biological sensors based on organic thin-film transistors. *Analytical and Bioanalytical Chemistry* [online]. 2005, **384**(2), 343-353 [cit. 2020-03-26]. ISSN 1618-2642. Dostupné z: doi:10.1007/s00216-005-3390-2
- [4] FACCHETTI, Antonio. Semiconductors for organic transistors. *Materials Today* [online]. 2007, **10**(3), 28-37 [cit. 2020-03-19]. DOI: 10.1016/S1369-7021(07)70017-2. ISSN 13697021. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1369702107700172>
- [5] TORSI, Luisa, Maria MAGLIULO, Kyriaki MANOLI a Gerardo PALAZZO. Organic field-effect transistor sensors: a tutorial review. *Chemical Society Reviews*. 2013, **42**(22), 8612-8628. DOI: 10.1039/c3cs60127g. ISSN 0306-0012. Dostupné také z: <http://xlink.rsc.org/?DOI=c3cs60127g>
- [6] MRACEK, Lukas, Tomas SYROVY, Silvan PRETL, Stanislav NESPUREK a Ales HAMACEK. Influence of Topology on Performance of Organic Electrochemical Transistor. *Periodica Polytechnica Electrical Engineering and Computer Science* [online]. 2016, **60**(4), 211-216 [cit. 2020-11-22]. ISSN 20645260. Dostupné z: doi:10.3311/PPee.9711
- [7] ANDERSSON, P., D. NILSSON, P.-O. SVENSSON, M. CHEN, A. MALMSTRÖM, T. REMONEN, T. KUGLER a M. BERGGREN. Active Matrix Displays Based on All-Organic Electrochemical Smart Pixels Printed on Paper. *Advanced materials* [online]. 2002, **14**(20), 1460-1464 [cit. 2020-03-24]. DOI: 10.1002/1521-4095(20021016)14:20<1460::AID-ADMA1460>3.0.CO%3B2-S. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1521-4095%2820021016%2914%3A20%3C1460%3A%3AAID-ADMA1460%3E3.0.CO%3B2-S>
- [8] REESE, Colin a Zhenan BAO. Organic single-crystal field-effect transistors. *Materials Today* [online]. 2007, **10**(3), 20-27 [cit. 2020-03-19]. DOI: 10.1016/S1369-7021(07)70016-0. ISSN 13697021. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1369702107700160>
- [9] HARMAN, David G., Robert GORKIN, Leo STEVENS, et al. Poly(3,4-ethylenedioxythiophene): dextran sulfate (PEDOT. *Acta Biomaterialia* [online]. 2015, **14**, 33-42 [cit. 2020-03-25]. DOI: 10.1016/j.actbio.2014.11.049. ISSN 17427061. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1742706114005522>

- [10] ORTIZ, Deliris N. a Nicholas J. PINTO. Ionic liquid gel gated electro-spun poly(3,4-ethylenedioxythiophene) doped with poly(styrene sulfonic acid) nano-ribbon. *Thin Solid Films* [online]. 2017, **636**, 737-742 [cit. 2020-03-24]. DOI: 10.1016/j.tsf.2017.07.012. ISSN 00406090. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0040609017305072>
- [11] RIVNAY, Jonathan, Sahika INAL, Brian A. COLLINS, et al. Structural control of mixed ionic and electronic transport in conducting polymers. *Nature Communications* [online]. 2016, **7**(1), 1-9 [cit. 2020-03-24]. DOI: 10.1038/ncomms11287. ISSN 2041-1723. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/ncomms11287>
- [12] GKOUPIDENIS, Paschalis, Nathan SCHAEFER, Benjamin GARLAN a George G. MALLIARAS. Neuromorphic Functions in PEDOT: PSS Organic Electrochemical Transistors. *Advanced Materials* [online]. 2015, **27**(44), 7176-7180 [cit. 2020-11-02]. ISSN 09359648. Dostupné z: doi:10.1002/adma.201503674
- [13] ZHANG, Jinling a Juncheng LIU. Effect of high voltage electric field on structure and property of PEDOT: PSS film. *Semiconductors* [online]. 2017, **51**(12), 1611-1614 [cit. 2020-03-24]. DOI: 10.1134/S1063782617120223. ISSN 1063-7826. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1134/S1063782617120223>
- [14] OHNO, Hiroyuki. Functional Design of Ionic Liquids. *Bulletin of the Chemical Society of Japan*. 2006, **79**(11), 1665-1680. ISSN 0009-2673. Dostupné z: doi:10.1246/bcsj.79.1665
- [15] FARIDBOD, Farnoush, Mohammad REZA GANJALI, Parviz NOROUZI, Siavash RIAHI a Hamid RASHEDI. Application of room temperature ionic liquids in electrochemical sensors and biosensors. *Ionic liquids: Applications and perspectives*. InTech, 2011, s. 644-659. ISBN 978-953-307-248-7. Dostupné z: doi:10.5772/14702
- [16] SHIDDIKY, Muhammad J.A. a Angel A.J. TORRIERO. Application of ionic liquids in electrochemical sensing systems. *Biosensors and Bioelectronics* [online]. 2011, **26**(5), 1775-1787 [cit. 2020-10-15]. ISSN 09565663. Dostupné z: doi:10.1016/j.bios.2010.08.064
- [17] P. Walden, Bull. Acad. Imper. Sci. (1914) 1800.
- [18] F.H. Hurley, US Patent 4,446,331 (1948).
- [19] T.P. Wier Jr., F.H. Hurley, US Patent 4,446,349 (1948).
- [20] WILKES, John S., Joseph A. LEVISKY, Robert A. WILSON a Charles L. HUSSEY. Dialkylimidazolium chloroaluminate melts: a new class of room-temperature ionic liquids for electrochemistry, spectroscopy and synthesis. *Inorganic Chemistry* [online]. 1982, **21**(3), 1263-1264 [cit. 2021-02-06]. ISSN 0020-1669. Dostupné z: doi:10.1021/ic00133a078
- [21] EARLE, Martyn J., José M.S.S. ESPERANÇA, Manuela A. GILEA, José N. CANONGIA LOPES, Luís P.N. REBELO, Joseph W. MAGEE, Kenneth R. SEDDON a Jason A. WIDEGREN. The distillation and volatility of ionic liquids. *Nature* [online]. 2006, **439**(7078), 831-834 [cit. 2021-02-06]. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/nature04451
- [22] GALIŃSKI, Maciej, Andrzej LEWANDOWSKI a Izabela STĘPNIAK. Ionic liquids as electrolytes. *Electrochimica Acta*. 2006, **51**(26), 5567-5580. ISSN 00134686. Dostupné z: doi:10.1016/j.electacta.2006.03.016

- [23] REHMAN, Abdul a Xiangqun ZENG. Ionic Liquids as Green Solvents and Electrolytes for Robust Chemical Sensor Development. *Accounts of Chemical Research* [online]. 2012, **45**(10), 1667-1677 [cit. 2021-02-06]. ISSN 0001-4842. Dostupné z: doi:10.1021/ar200330v
- [24] WILLA, Christoph, Jiayin YUAN, Markus NIEDERBERGER a Dorota KOZIEJ. When Nanoparticles Meet Poly(Ionic Liquid)s: Chemoresistive CO<sub>2</sub> Sensing at Room Temperature. *Advanced Functional Materials* [online]. 2015, **25**(17), 2537-2542 [cit. 2021-02-17]. ISSN 1616301X. Dostupné z: doi:10.1002/adfm.201500314
- [25] LIAO, Caizhi, Chunhin MAK, Meng ZHANG, Helen L. W. CHAN a Feng YAN. Flexible Organic Electrochemical Transistors for Highly Selective Enzyme Biosensors and Used for Saliva Testing. *Advanced Materials* [online]. 2015, **27**(4), 676-681 [cit. 2020-11-02]. ISSN 09359648. Dostupné z: doi:10.1002/adma.201404378
- [26] WANG, Xiaolin a Jingcheng HAO. Recent advances in ionic liquid-based electrochemical biosensors. *Science Bulletin*. 2016, **61**(16), 1281-1295. ISSN 20959273. Dostupné z: doi:10.1007/s11434-016-1151-6
- [27] MRACEK, Lukas, Silvan PRETL, Tomas SYROVY a Ales HAMACEK. Ionic liquid as an electrolyte for organic electrochemical transistor. *2015 38th International Spring Seminar on Electronics Technology (ISSE)*. IEEE, 2015, 2015, , 11-15. DOI: 10.1109/ISSE.2015.7247952. ISBN 978-1-4799-8860-0. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7247952/>
- [28] *Axiom: Test Equipment:* [online]. [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: <https://www.axiomtest.com/Meters/SourceMeters/Keithley/2410/High-Voltage-SourceMeter,-1100V,-1A,-20W/>
- [29] *Keysight 34420A: NanoVolt/Micro-Ohm Meter* [online]. [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: [http://www.farnell.com/datasheets/1843818.pdf?\\_ga=2.25889725.1429240511.1539712902-767503645.1539712902](http://www.farnell.com/datasheets/1843818.pdf?_ga=2.25889725.1429240511.1539712902-767503645.1539712902)
- [30] *6517B Electrometer: High Resistance Meter* [online]. [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: [https://www.tek.com/sites/default/files/media/media/resources/6517B-Datasheet\\_1KW-60280-1.pdf](https://www.tek.com/sites/default/files/media/media/resources/6517B-Datasheet_1KW-60280-1.pdf)
- [31] *Lauda ECO RE415* [online]. [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: [https://www.lauda-brinkmann.com/products/summary.php?p=ECO\\_RE\\_415\\_S](https://www.lauda-brinkmann.com/products/summary.php?p=ECO_RE_415_S)
- [32] *Ametek: Scientific instruments* [online]. [cit. 2021-02-21]. Dostupné z: <https://www.ameteki.com/products/frequency-response-analyzers/1260a-impedance-analyzer>
- [33] *Ametek: Scientific instruments* [online]. [cit. 2021-02-21]. Dostupné z: <https://www.ameteki.com/products/materials-testing-systems/1296a-dielectric-interface>

## 7 SEZNAM ZKRATEK A SYMBOLŮ

AC	střídavý proud (alternating current)
$B$	susceptance
$C$ (F)	kapacita (farad)
CO <sub>2</sub>	oxid uhličitý
[C <sub>2</sub> H <sub>5</sub> NH <sub>3</sub> ][NO <sub>3</sub> ]	dusičnan ethylamonia
CPE	prvek s konstantní fází
DC	stejnoseměrný proud (direct current)
$E$	intenzita elektrického pole
$F$ (Hz)	frekvence (Hertz)
$G$ (S)	elektrická vodivost, konduktance (siemens)
$i$	hustota elektrického proudu
$I$ (A)	elektrický proud (ampér)
$I_{OC}$ (A)	elektrický proud nakrátko (ampér)
IL	iontová kapalina (ionic liquid)
ISE	iontově selektivní elektroda
HCl	chlorovodík, kyselina chlorovodíková
$\varphi$	fázový úhel
$l$ (m)	délka vodiče (metr)
$L$ (H)	indukčnost (henry)
MOSFET	polem řízený tranzistor s kovovou řídicí elektrodou (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)
NO <sub>2</sub>	oxid dusičitý
O <sub>2</sub>	kyslík
OECT	organický elektrochemický tranzistor (organic electrochemical transistor)
OFET	organický polem řízený tranzistor (organic field-effect transistor)
OSC	organický polovodivý film (organic semiconductor)
OTFT	organický tenkovrstvý tranzistor (organic thin film transistor)
PIL	polyiontová kapalina (polyionic liquid)
$Q$ (C)	elektrický náboj (coulomb)
$\rho$	hustota
$R$ ( $\Omega$ )	elektrický odpor (ohm), reaktance
RFID	radiofrekvenční identifikace (Radio Frequency Identification)
RTIL	iontová kapalina kapalná za pokojové teploty (room-temperature ionic liquid)
$S$	povrch, průřez vodiče
SO <sub>2</sub>	oxid siřičitý
$\tau$	tečné napětí
$t$ (s)	čas (sekunda)
$t$ ( $^{\circ}$ C)	teplota (stupeň Celsia)
$T$ (K)	teplota (Kelvin)
$T_m$ (K)	teplota tání (Kelvin)

TFT	tenkovrstvý tranzistor (thin film transistor)
$U$ (V)	elektrické napětí (volt)
$U_{DS}$	napětí přikládáné mezi zdrojovou a odtokovou elektrodu
$U_{GS}$	napětí přikládáné mezi zdrojovou a řídicí elektrodu
$U_{OC}$ (V)	elektrické napětí nakrátko (volt)
$V$ (V)	elektrický potenciál (volt)
$X_C$	kapacitní reaktance
$X_L$	induktivní reaktance
$Y$ (S)	admitance (siemens)
$Z$ ( $\Omega$ )	impedance (ohm)
$\omega$ (Hz)	úhlová frekvence