

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta chemická

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2025

Michaela Pospíšilová



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

PŘÍPRAVA A OPTIMALIZACE PLATFORMY PRO CHARAKTERIZACI VLASTNOSTÍ VODIVÝCH HYDROGELŮ

PREPARATION AND OPTIMIZATION OF THE PLATFORM FOR THE CHARACTERIZATION OF PROPERTIES
OF CONDUCTIVE HYDROGELS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Michaela Pospíšilová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Martin Weiter, Ph.D.

BRNO 2025

Zadání bakalářské práce

Číslo práce: FCH-BAK2079/2024 Akademický rok: 2024/25
Ústav: Ústav fyzikální a spotřební chemie
Studentka: **Michaela Pospíšilová**
Studijní program: Chemie pro medicínské aplikace
Studijní obor: bez specializace
Vedoucí práce: **prof. Ing. Martin Weiter, Ph.D.**

Název bakalářské práce:

Příprava a optimalizace platformy pro charakterizaci vlastností vodivých hydrogelů

Zadání bakalářské práce:

Vodivé hydrogely na bázi organických vodivých polymerů mají vysoký potenciál vytvářet funkční rozhraní mezi bioelektronickým zařízením a živou tkání. Kritickým bodem se jeví implementace těchto materiálů do modelových bioelektronických zařízení jako jsou například organické elektrochemické tranzistory (OECT) a další platformy. Navržená práce se snaží přispět k řešení tohoto problému prostřednictvím přípravy a optimalizace platformy pro charakterizaci vlastností vodivých hydrogelů.

1. Prostudujte relevantní literární zdroje a sestavte rešerši shrnující současný stav poznání v této oblasti.
2. Připravte vodivé hydrogely vhodné pro aplikace v bioelektronice.
3. Připravte platformy (elektrodové systémy) vodné pro charakterizaci elektrických vlastností hydrogelů a charakterizujte tyto vlastnosti.
4. Získané výsledky vyhodnoťte s ohledem na konfiguraci platformy použité pro charakterizaci.

Termín odevzdání bakalářské práce: 26.5.2025:

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

Michaela Pospíšilová
studentka

prof. Ing. Martin Weiter, Ph.D.
vedoucí práce

prof. Ing. Miloslav Pekař, CSc.
vedoucí ústavu

V Brně dne 3.2.2025

prof. Ing. Michal Veselý, CSc.
děkan

ABSTRAKT

Cílem bakalářské práce je příprava a optimalizace trojdimenzionálního organického elektrochemického tranzistoru (OECT), ve kterém bude vodivý kanál tvořen vodivým hydrogelem na bázi PEDOT:PSS. Experimentální část se zaměřuje na identifikaci nedostatků výchozí platformy pomocí provedených měření. Dále se věnuje aplikaci těchto poznatků do návrhu nové platformy s vylepšenými vlastnostmi a srovnání vlastností těchto dvou platform pomocí normalizované transkonduktance.

ABSCTRACT

The aim of this bachelor thesis is the development and optimization of a three-dimensional organic electrochemical transistor (OECT), in which the conductive channel is composed by the conductive hydrogel based on PEDOT:PSS. The experimental part focuses on identifying the limitations of the initial device platform through systematic measurements. Furthermore, it addresses the application of these findings in the design of a new device platform with improved properties and compares the properties of both platforms using normalized transconductance.

KLÍČOVÁ SLOVA

OECT, bioelektronika, PEDOT:PSS, vodivé hydrogely

KEY WORDS

OECT, bioelectronics, PEDOT:PSS, conductive hydrogels

POSPÍŠILOVÁ, Michaela. *Příprava a optimalizace platformy pro charakterizaci vlastností vodivých hydrogelů*. Bakalářská práce. Martin WEITER (vedoucí práce). Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta chemická, 2025.

PROHLÁŠENÍ

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

.....

Podpis studenta

PODĚKOVÁNÍ

Touto cestou bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce, prof. Ing. Martinovi Weiterovi, Ph.D. za vstřícný přístup a čas. Mé poděkování patří také konzultantce Ing. Romaně Malečkové za spoustu užitečných rad, čas, milý přístup a pevné nervy. Děkuji i přátelům za podporu.

OBSAH

1 Úvod	4
2 Teoretická část	5
2.1 Bioelektronika	5
2.1.1 Zařízení v bioelektronice a jejich využití.....	5
2.1.2 Tradiční materiály používané v bioelektronice a jejich nedostatky.....	7
2.1.3 Organické vodivé materiály	9
2.2 Organické elektrochemické tranzistory	10
2.3 Hydrogely pro použití v bioelektronice	12
2.3.1 Příprava hydrogelů.....	13
2.3.2 Využití hydrogelů	14
2.3.3 Hydrogely v bioelektronice.....	14
2.3.4 Hydrogely na bázi PEDOT	15
3 Experimentální část	18
3.1 Materiály a metody	18
3.1.1 Materiály	18
3.1.2 Metody	18
3.2 Výsledky	23
3.2.1 Výchozí 3D OECT platforma	23
3.2.2 Nová platforma	30
4 Závěr	37
5 Seznam použité literatury	39
6 Seznam zkratk a symbolů.....	46

1 ÚVOD

Bioelektronika je rychle se rozvíjející obor na pomezí biologie, elektroniky, chemie a materiálových věd. Jejím cílem je vytvořit zařízení, která dokáží komunikovat s živými organismy – například sledovat biologické signály, stimulovat nervy nebo měřit chemické změny v těle. V posledních letech se objevuje rostoucí zájem o OEET (organické elektrochemické tranzistory), které nabízejí unikátní kombinaci vysoké biokompatibility, mechanické flexibility a schopnosti fungovat ve vlhkém prostředí či přímo v tělních tekutinách.

V organických elektrochemických tranzistorech je často využíván vodivý polymer PEDOT:PSS (poly(3,4-ethylendioxythiophen) polystyrensulfonát), který spojuje elektrickou vodivost s možností vedení iontů. V klasickém uspořádání bývá tento materiál nanášen ve formě tenké vrstvy. Tenké vrstvy PEDOT:PSS jsou dobře zpracovatelné a poskytují stabilní elektrické vlastnosti, ale nejsou ideální z hlediska mechanické přizpůsobivosti tkáním a dlouhodobé stability ve vlhkém nebo fyziologickém prostředí.

Alternativní přístup nabízí využití PEDOT:PSS ve formě hydrogelu. Hydrogelové struktury díky vysokému obsahu vody a měkkému, pružnému charakteru přesně napodobují vlastnosti biologických tkání, což může zlepšit jejich kompatibilitu s živým prostředím. Kromě toho umožňují trojrozměrnou difuzi iontů, což zvyšuje citlivost a funkčnost výsledného zařízení. Ve srovnání s tenkými vrstvami tak mohou hydrogely přinášet výhody zejména v aplikacích, kde je důležitá mechanická integrace a dlouhodobá funkce v kontaktu s živými tkáněmi. Přestože vodivé hydrogely vykazují značný potenciál v oblasti bioelektroniky, jejich přímé zapojení do funkčních zařízení je stále limitováno nedostatečnou charakterizační metodikou. V praxi se často setkáváme s tím, že jsou hodnoceny v podmínkách, které nereflektují jejich reálné fungování, například v suchém stavu. Takový přístup však neodráží jejich skutečné chování v biologickém prostředí. V této práci proto byla navržena nová experimentální platforma, která umožňuje měřit elektrochemické vlastnosti vodivých hydrogelů v prostředí napodobující tělní, čímž poskytuje podklad pro jejich další vývoj a integraci do bioelektronických zařízení.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Bioelektronika

Bioelektronika je dynamicky rozvíjející se vědní obor, který reaguje na nové poznatky a rychlý vývoj ve třech hlavních odvětvích, které spojuje, jimiž jsou biologie, chemie a elektronika. Studuje interakce mezi biologickými systémy a elektronickými prvky prostřednictvím bioelektronických zařízení [1].

Živé tkáně se dají považovat za vodiče se střední úrovní vodivosti. Tato elektrická vodivost bývá v rozmezí $\sigma = 0,1$ až $1 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$. Je dána především přítomností iontů v prostředí, jelikož elektrony v elektrolytickém prostředí tkání neslouží jako nosiče náboje. Ke zprostředkování elektrické komunikace mezi externími elektronickými systémy a tkáněmi se nejčastěji používají elektrody. Elektrody fungují jako rozhraní, skrz které oboustranně proudí signály a informace mezi buňkami a elektronikou. Na jedné straně jsou buňky stimulovány přenosem elektrických signálů z elektrod do tkání a na druhé straně jsou signály z buněk přenášeny na elektrody, kde dochází k jejich zaznamenávání [1].

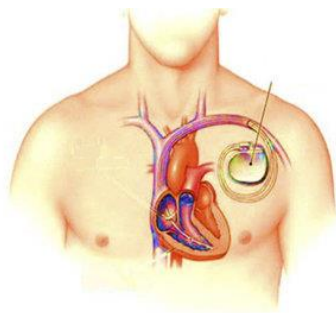
Elektronické systémy závisí na vodivých materiálech, což jsou ve většině komerčně vyráběných zařízení kovy. Volné elektrony v kovech slouží jako pohyblivé nosiče náboje, což vede k vytvoření rozhraní mezi tkáněmi a elektrodami. Na tomto rozhraní dochází k výměně elektrických signálů. Kromě klasických kovů lze použít i organické vodivé polymery, což při styku s tkáněmi skýtá mnoho výhod, které budou rozebrány v následujících kapitolách [1].

Bioelektronická zařízení se používají například k včasné diagnostice (senzory biologických funkcí a signálů), cílené dopravě léčiv a léčbě nemocí (iontové pumpy) nebo ke stimulaci buněk a tkání za účelem jejich regenerace [1].

2.1.1 Zařízení v bioelektronice a jejich využití

V posledních desetiletích se obor bioelektroniky značně rozvinul, což naznačuje i velká škála nových zařízení a aplikací. Všeobecně se bioelektronická zařízení využívají například k monitorování mnohých biologických procesů a signálů, kdy je biologický signál převáděn na elektrický signál, který se dále dá snadno počítačově zpracovat a analyzovat [1].

Za počátek oboru bioelektroniky je považována druhá polovina 18. století, kdy Luigi Galvani zkoumal vztah mezi životními procesy žab za působení elektřiny [2]. Galvaniho pokusy ukázaly, že svaly žab se mohou stahovat v reakci na elektrické impulzy, což nastartovalo vývoj tohoto oboru až do podoby, v jaké jej známe dnes. V současnosti jsou v praxi nejčastěji používány například kochleární implantáty, inzulínové pumpy pro diabetiky, kardiostimulátory nebo biosenzory. Příklady bioelektronických zařízení jsou znázorněny na Obr. 1 [1].



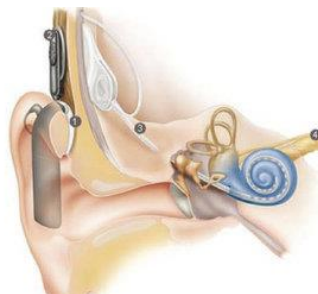
a) kardiostimulátor



b) neurostimulátor



c) inzulinová pumpa



d) kochleární implantát

Obr. 1: Příklady běžně používaných bioelektronických zařízení: a) kardiostimulátor, b) neurostimulátor, c) inzulinová pumpa, d) kochleární implantát. Upraveno. Převzato z: [62]

V polovině 20. století se začala vyvíjet elektronická zařízení pro měření a stimulaci biologických systémů. Jedním z prvních v praxi používaných zařízení bylo na počátku 20. století v medicíně umožněno sledování srdeční činnosti Willemem Einthovenem díky použití elektrokardiogramu (EKG) [3]. O pár desítek let později, v 50. letech 20. století vznikly kardiostimulátory, což jsou zařízení, která léčí srdeční arytmii elektrickou stimulací [4].

Inzulinová pumpa byla poprvé použita v 70. letech 20. století. Toto zařízení dodává do těla inzulin a používá se u pacientů s diabetem 1. typu [5]. U tohoto typu diabetu je hyperglykemie, tedy zvýšená hladina glykemie, výsledkem autoimunitně podmíněné destrukce beta buněk pankreatu, jehož jediná léčba spočívá v doživotním podávání inzulinu. Inzulin je do těla dodáván ve formě podkožní infuze [6]. Výhodou oproti klasické inzulinové stříkačce je možnost flexibilnějšího podávání inzulinu a snížení počtu inzulinových injekcí, které si pacient musí sám aplikovat, což s sebou nese značný diskomfort a mnohá rizika [5].

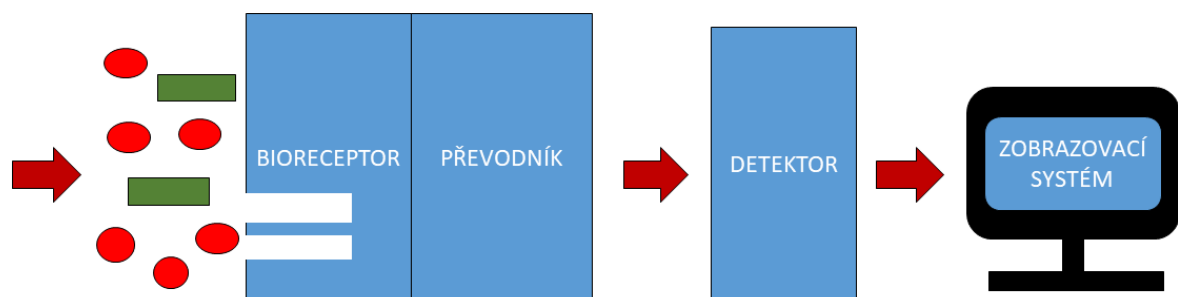
Po vývoji inzulinové pumpy byl navržen koncept pro kontinuální monitorování hladiny glukózy v těle, CGM (kontinuální monitor glukózy). Tento senzor se zavádí pod kůži, kde měří hladinu glukózy v mezibuněčném prostoru. Měří ji v určitých intervalech nebo zcela kontinuálně. Propojení kontinuálního monitoringu hladiny glukózy s inzulinovou pumpou je pro pacienta uživatelsky přívětivější, protože si nemusí sám píchat určité množství inzulinu, místo toho mu pumpa sama dodá množství závislé na jeho aktuálním stavu [5].

Poslední z typických zástupců bioelektronických zařízení jsou kochleární implantáty. Kochleární implantáty jsou jedny z převratných objevů pro lidi trpící problémy sluchového ústrojí. Byly vyvinuty v druhé polovině 20. století. V implantátu se zvuky přijaté mikrofonem

analyzují a následně mění na sled elektrických impulsů, jimiž jsou stimulována vlákna sluchového nervu. Vnější část implantátu obsahuje mikrofon, který zachycuje zvuky z okolního prostředí, dále ze zvukového procesoru, který zvuky analyzuje a převádí na signály a následně z vysílací cívky, která signály převádí do přijímače. Vnitřní část implantátu se skládá z přijímače, kde jsou signály z cívky převedeny na elektrické impulzy, které jsou poslány do další části, kterým je svazek elektrod v hlemýždi. Těchto elektrod je 22 a jsou voperovány do kochley. Každá z těchto elektrod má prstencovité uspořádání, aby končily v odlišných místech kochley, čímž se docílí k lepšímu vnímání odlišných zvuků [7].

Biosenzory jsou analytická zařízení schopná reagovat na přítomnost určitých látek ve svém prostředí. Biologický signál převádí na elektrický, který se poté měří. Biosenzor se skládá z několika částí: bioreceptor, převodník, detektor a zobrazovací systém, na který je napojený detektor. Bioreceptor je tvořen molekulami navázanými na převodník. Biomolekuly musí být schopny specificky reagovat pouze na měřený analyt, mohou to být například enzymy, protilátky, či antigeny. Po navázání analytu na bioreceptor vzniká signál, který dále převodník převádí na elektrický signál. V detektoru dochází ke zpracování a zesílení signálu z převodníku, aby mohl být zobrazen na monitoru viz Obr. 2 [2, 8].

Podle použité metody detekce lze biosenzory rozdělit do několika skupin: biochemické, optické, piezoelektrické, kalorimetrické a další [9]. Volba metody detekce závisí na způsobu zachycení biologického signálu a jeho převodu na měřitelný fyzikální signál [8]. Biosenzory mohou být využity v mnoha aplikacích. Může jimi být zjišťována například kvalita ovzduší, půdy, kvalita vody a škodliviny v odpadních vodách [9]. Široké uplatnění ale mají především v medicíně. Je to zejména díky schopnosti rychle a přesně detekovat různé biomolekuly, což umožňuje včasnou a přesnou diagnostiku nemocí, čímž se zvyšuje šance na úspěšnou léčbu. Biosenzory mohou být využity i jako nositelná zařízení, mezi které patří i dnes již hojně využívané chytré hodinky. Ty umožňují sledovat základní životní funkce, jako je srdeční tep, krevní tlak nebo sledování hladiny glukózy, jedná se tedy o kontinuální monitoring [10]. Výzkum v posledních letech se zaměřuje na vývoj biosenzorů využívajících organickou elektroniku, mezi jejíž výhody patří flexibilita [11].



Obr. 2: Schéma uspořádání biosenzoru. Převzato z: [2]

2.1.2 Tradiční materiály používané v bioelektronice a jejich nedostatky

Bioelektronická zařízení představují významný pokrok v oblasti medicíny, neboť umožňují nové přístupy k léčbě, monitorování a diagnostice různých onemocnění. Přestože jsou tato

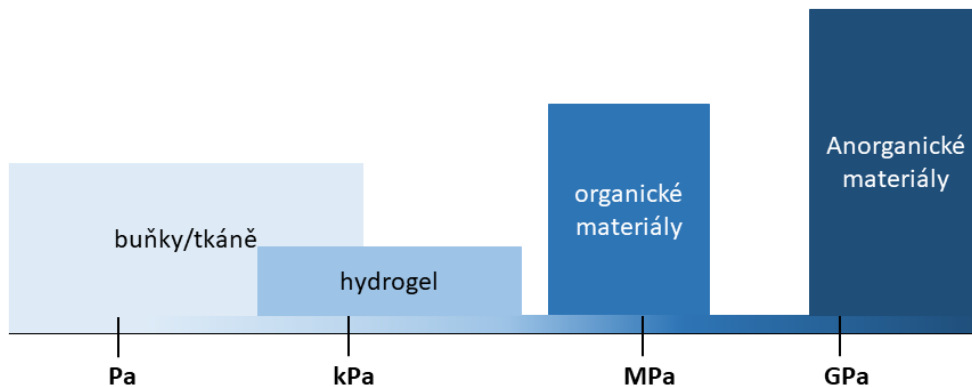
zařízení již dnes poměrně hojně využívána, jejich efektivní propojení se živými tkáněmi stále naráží na řadu problémů, které je třeba překonat [4].

Tradičně používané materiály pro bioelektroniku jsou anorganické materiály. Často používané jsou kovy, mezi které patří například zlato a platina, dále je často používaný například křemík [4]. Anorganické materiály se používají z důvodu vysoké pevnosti a odolnosti vůči organickým materiálům. Za jejich nevýhody lze považovat například cenu, tvrdost a schopnost pouze elektronové vodivosti [12]. Platina je často využívána jako anorganický materiál pro implantovatelné elektrody vzhledem ke své chemické stabilitě a nízké reaktivitě. Přesto však může v prostředí tělních tekutin podléhat určitým elektrochemickým procesům. Mezi nejčastější nevratné elektrochemické děje patří změna pH, tvorba plynů a postupná degradace materiálu elektrod. K této degradaci může docházet v důsledku oxidativní tvorby komplexních sloučenin kovů na povrchu elektrod, což může vést k částečné ztrátě materiálu. Nevýhodou je i vyšší cena [13, 4]. Zlato je ušlechtilý kov, který se používá jako anorganický materiál vhodný pro použití v kontaktu s biologickým prostředím. Je oblíbené zejména díky jeho vysoké inertnosti a velmi dobré elektrické vodivosti. Je to měkký kov, je tedy náchylný k opotřebení a deformacím. Podobně jako u platiny mezi jeho nevýhody vysoká cena [13, 4].

Jedním z hlavních problémů při využívání anorganických materiálů je výrazný rozdíl ve fyzikálních a mechanických vlastnostech mezi elektrodami a tkáněmi. Živé tkáně obsahují více než 70 % vody, což vede k nízkému Youngovu modulu pružnosti (E). Jejich modul pružnosti je zpravidla menší než 100 kPa. Naproti tomu tradiční elektrodové materiály mají Youngův modul pružnosti o několik řádů vyšší než je modul pružnosti tkání, který převyšují o několik řádů a bývá vyšší než 1 GPa. Obsahují velmi málo nebo žádnou vodu a vyznačují se tak vysokou tuhostí [1].

Tato mechanická nesourodost při implantaci často vede k vážným biomechanickým problémům. Dochází k mechanickému namáhání tkání, například ohybem, natažením či stlačením, což narušuje jejich vnitřní prostředí. Výsledkem je imunitní odpověď organismu, zahrnující chronický zánět a tvorbu zjizvené tkáně (tzv. scarring tissue). Zjizvená tkáň následně obaluje implantát, nahrazuje původní funkční buňky a zhoršuje elektrický kontakt mezi zařízením a cílovou tkání, čímž se snižuje kvalita přenosu signálů a spolehlivost zařízení [12].

Z uvedených důvodů je zřejmé, že budoucí rozvoj bioelektroniky bude záviset na vývoji nových materiálů, které lépe napodobí mechanické vlastnosti tkání a minimalizují nepříznivé imunitní reakce, čímž se zvýší účinnost, bezpečnost a dlouhodobá stabilita implantabilních zařízení [12].



Obr. 3: Youngův modul pružnosti různých materiálů běžně používaných v bioelektronice. Převzato z: [1]

2.1.3 Organické vodivé materiály

V posledních desetiletí bylo vyvinuto mnoho materiálů s cílem zmenšit biomechanické rozdíly mezi tkáněmi a elektronikou, jednou z možností mohou být vodivé organické materiály [1].

Organické materiály v sobě kombinují mechanické a chemické vlastnosti organických sloučenin a elektrické vlastnosti polovodičových látek [2]. Typicky se jedná o polymery nebo malé molekuly s uhlíkovou kostrou a π -konjugovaným systémem dvojných vazeb, často doplněné heteroatomy nebo různými postranními řetězci, které umožňují další úpravy jejich vlastností. Významnou výhodou organických materiálů je možnost relativně snadné chemické modifikace struktury, což umožňuje přizpůsobení jejich mechanických i elektrických vlastností konkrétním aplikacím. Další výhodou je absence tvorby oxidační vrstvy při vystavení vzduchu, což umožňuje přímý kontakt těchto materiálů s tkáněmi [2, 14].

Díky volnějšímu uspořádání molekul v organických materiálech jsou některé z těchto materiálů i iontově vodivé, mají tedy smíšenou iontově-elektronovou vodivost. Tato schopnost vést nejen elektrony, ale i ionty, je klíčová pro jejich použití ve všech typech organických bioelektronických zařízení [15]. Tato schopnost je pro bioelektroniku zcela zásadní zejména vzhledem k tomu, že v živých systémech probíhá signalizace převážně prostřednictvím iontů a větších molekul, nikoliv prostřednictvím elektronů. V kontaktu s tkání jsou některé organické polovodiče schopné nejen přenášet elektrický náboj, ale také například uvolňovat bioaktivní molekuly [16, 2]. Elektrická vodivost organických materiálů je obecně nižší než u tradičních anorganických vodičů, avšak její hodnotu lze upravit procesem dopování. V případě organických polovodičů se jedná o dopování oxidačně-redukční povahy, které mění elektronovou strukturu materiálu a výrazně ovlivňuje jeho vodivé vlastnosti – tato změna je tak významná, že dopovaný a nedopovaný polovodič se tak chová jako odlišné materiály [17].

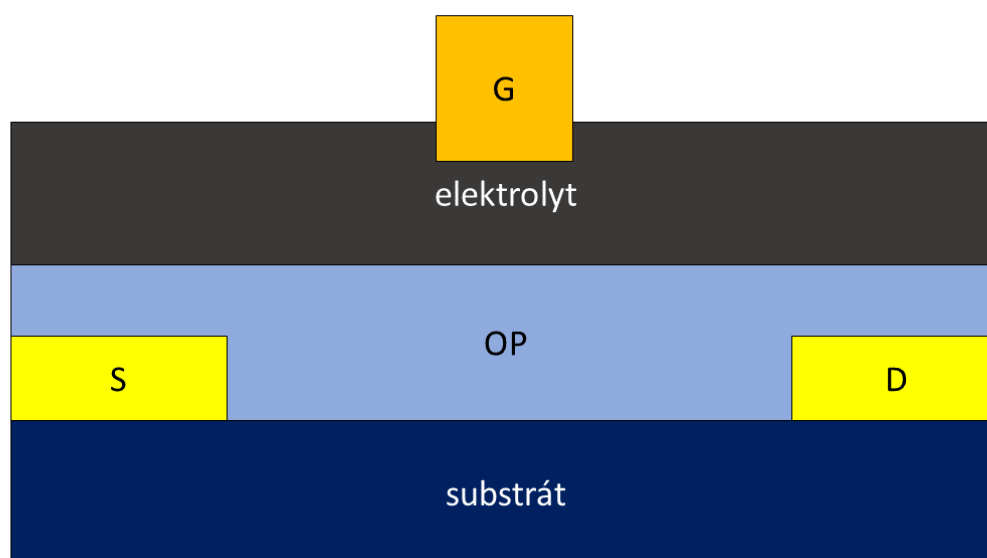
Youngův modul pružnosti organických materiálů je mnohem bližší hodnotám, které vykazují živé tkáně, jak je znázorněno na Obr. 3 [1]. Díky své měkkosti a pružnosti se mohou

bioelektronická zařízení na bázi organických materiálů do jisté míry přizpůsobit nejen tvaru jednotlivých orgánů, ale také se s nimi natahovat a smršťovat, což výrazně zvyšuje jejich biokompatibilitu a funkčnost. I přes tyto vlastnosti ale vlastnosti organických materiálů stále přesně neodpovídají vlastnostem tkání, je tedy potřebné nacházet nová řešení [18, 19, 20].

2.2 Organické elektrochemické tranzistory

V posledních desetiletích se s rozvojem elektronických technologií zvýšil zájem o nové typy zařízení pro bioelektroniku. Zvláštní pozornost je věnována systémům, které vykazují nízkou hmotnost, vysokou biokompatibilitu a schopnost mechanického přizpůsobení tkáním. Tyto vlastnosti jsou klíčové například pro oblast nositelné elektroniky a monitorování zdravotního stavu. [21]

Organické elektrochemické tranzistory (OECT) jsou jedním z těchto perspektivních zařízení. OECT se skládá z několika základních částí umístěných na substrátu: tenké vrstvy organického polovodiče, elektrolytu a tří elektrod: zdrojové (S), odtokové (D) a hradlové (G), jak je znázorněno na Obr. 4. Organický polovodič je v přímém kontaktu s elektrolytem, ve kterém je zanořena hradlová elektroda. Naopak zdrojová a odtoková elektroda jsou v kontaktu s organickým polovodičem, ale od elektrolytu jsou oddělené. Mezi těmito dvěma elektrodami vzniká vodivý kanál, jehož vlastnosti (tvar i materiál) zásadně ovlivňují rychlost odezvy a hodnotu transkonduktance zařízení, což je schopnost převádět napětí na elektrický odpor [17, 22].



Obr. 4: Schéma OEET: subřtrát, elektrolyt, organický polovodič (OP), řídící (G) elektroda, zdrojová (S) elektroda a odtoková (D) elektroda. Převzato z: [2]

Hradlová elektroda může být vyrobena z nepolarizovatelných i polarizovatelných materiálů. Mezi polarizovatelné materiály patří například platina nebo zlato [23]. Jako klasická nepolarizovatelná elektroda se používá Ag/AgCl elektroda. Nepolarizovatelná elektroda je taková, jejíž potenciál se při průchodu proudem téměř nemění, čímž se minimalizují

elektrochemické reakce. Naopak polarizovatelné elektrody vykazují výraznější změny potenciálu při změně proudu. Za účelem zvýšení elektrochemické aktivity a efektivní výměny náboje bývá povrch hradlové elektrody často upravován nanesením porézních materiálů. Za účel zvýšení selektivity OECT je pak možné hradlovou elektrodu modifikovat například navázáním různých biomolekul [23].

Elektrolyty používané v OECT lze dělit na dvě hlavní kategorie podle fyzikálního stavu: kapalné a tuhé. Kapalné elektrolyty, jako je roztok NaCl, KCl či pufovaný solný roztok (PBS), poskytují vysokou iontovou vodivost a citlivost. Jejich nevýhodou je ale tekutý charakter, který může vést k úniku elektrolytu při mechanickém namáhání. V nositelných bioelektronických zařízeních se jako kapalné elektrolyty mohou přímo využívat tělní tekutiny, například slzy, pot či intersticiální tekutina. Tuhé elektrolyty, často založené na hydrogelech, nabízejí vyšší stabilitu a snazší integraci do flexibilních systémů, avšak obecně vykazují nižší vodivost a pomalejší odezvu než kapalné elektrolyty [23].

Princip funkce OECT spočívá v elektrochemickém dopování a de-dopování organického polovodiče. Při aplikaci kladného napětí na hradlovou elektrodu dochází k pronikání kationtů z elektrolytu do vrstvy organického polovodiče (OP), jejímž typickým příkladem je PEDOT:PSS (poly(3,4(ethylendioxythiofen))polystyrenulfonát), kde kationty kompenzují záporně nabitě sulfonátové skupiny přítomné v polymeru. Tento proces způsobí redukcí vodivého PEDOT na jeho méně vodivou formu, což se projeví snížením elektrické vodivosti kanálu [17, 2].

Organické elektrochemické tranzistory pracují při nízkém napájecím napětí (obvykle nižší než 1 V). Díky tomu minimalizují riziko nechtěných redoxních reakcí na rozhraní elektroda-elektrolyt. Klíčovým rysem OECT je schopnost akumulovat náboj v celém objemu vrstvy organického polovodiče. Tento jev je umožněn volnější molekulární strukturou organických materiálů, která usnadňuje difuzi iontů do polovodiče. Výsledkem je vysoká hodnota transkonduktance g_m , což je schopnost zařízení převádět změny hradlového napětí (V_G) na změny odtokového proudu (I_D). Transkonduktance je definována vztahem podle rovnice (1):

$$g_m = \frac{\Delta I_D}{\Delta V_G} [\text{S}] \quad (1)$$

Kde g_m je transkonduktance, V_G je napětí řídicí elektrody, I_D je proud procházející odtokovou elektrodou. Jednotkou transkonduktance je Siemens [24, 25].

Tento obecný vztah se dále dá upravit na přepočítání transkonduktance na geometrické parametry OECT. Díky tomu je pak transkonduktance nezávislá na geometrických rozměrech a je možné jednotlivá OECT porovnávat mezi sebou [24].

$$g_N = \frac{g_m \cdot L}{W \cdot d} [\text{S} \cdot \text{m}^{-1}] \quad (2)$$

Kde g_N je normalizovaná transkonduktance [$\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$], g_m je transkonduktance [S], W je šířka kanálu [m], L je délka kanálu [m], d je tloušťka vrstvy [m] [25].

OECT jsou schopné velmi efektivního zesílení signálu i při nízkých provozních napětích, což umožňuje rychlou a citlivou detekci biologických signálů. OECT nacházejí uplatnění nejen jako senzory fyziologických funkcí buněk, ale také například při monitorování koncentrace iontů, detekci metabolitů či měření pH v biologických prostředích. Jsou využívány například v *in vivo* měření fyziologických parametrů, jako je monitorování hladiny glukózy v krvi, a v *in vitro* detekci biomolekul, například při detekci cytokinů v buněčných kulturách. Možnost výroby těchto zařízení na flexibilních substrátech jim dodává vynikající mechanickou přizpůsobivost, což je klíčové pro použití v prostředí živých organismů [23].

2.3 Hydrogely pro použití v bioelektronice

Hydrogely jsou trojdimenzionální struktury z polymerního materiálu s vysokým obsahem vody, která tvoří disperzní prostředí. Jsou složeny z dlouhých, vzájemně provázaných polymerních řetězců, které v polárním prostředí vytváří zesíťovanou strukturu, do které se váže voda a je ve struktuře zadržována. Hydrofilita sítě vychází z přítomnosti hydrofilních skupin připojených k polymernímu řetězci, což například skupiny hydroxylové (-OH), karboxylové (-COOH), amidové (-CONH), primární amidové (-CONH₂), nebo sulfonové (-SO₃H) [26, 27, 28].

Struktura hydrogelu může být zesíťována dvěma způsoby, pomocí fyzikálních nebo chemických interakcí. Ve fyzikálně vázaných hydrogelech je struktura hydrogelu držena pohromadě pomocí vodíkových můstků, hydrofobních interakcí, nebo Van der Waalových sil. Takto zesíťované hydrogely často nevykazují dostatečně silné mechanické vlastnosti, jako je modul pružnosti a pevnost. Obecně pevnější strukturu vykazují chemicky vázané hydrogely, ve kterých jsou polymerní řetězce hydrogelu spojeny kovalentními vazbami [28, 29].

Přestože hydrogely obsahují v největším množství vodu, nejsou ve vodě rozpustné. Tato odolnost vůči rozpuštění vychází z vazeb mezi jednotlivými řetězci. V závislosti na množství zadržené vody v hydrogelech se mění i jejich mechanické vlastnosti a pružnost. Toho se v bioelektronice využívá pro přizpůsobení hydrogelu vlastnostem živých tkání [27]. Hydrogely jsou viskoelastické materiály, což je mechanická vlastnost definovaná jako schopnost látek tlumit mechanické vibrace [30].

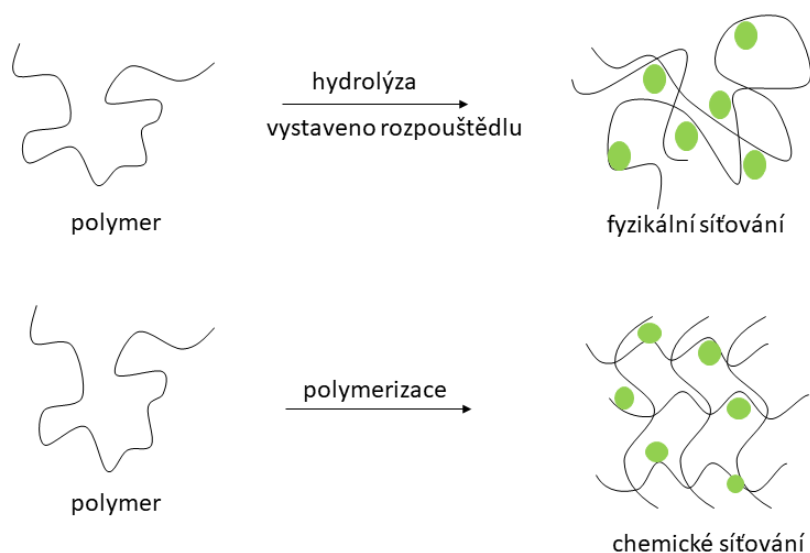
Hydrogely mohou být přírodní nebo syntetické látky. Syntetické hydrogely jsou tvořeny z polymerů vyrobených chemickou syntézou. Ovlivněním struktury takových hydrogelů lze přímo ovlivnit jejich vlastnosti, jako je například elektrická vodivost nebo absorpce vody a to tak, aby tyto vlastnosti na míru odpovídaly potřebné aplikaci. Hydrogely vyrobené z přírodních polymerů oproti syntetickým nemusí v některých případech vykazovat dostatečnou mechanickou pevnost, mohou obsahovat patogeny vedoucí k vyvolání imunitní reakce, ovšem nabízí také několik výhodných vlastností, jako je přirozená biokompatibilita, biodegradabilita a možnost podpory buněčné aktivity [31].

Biodegradabilita je žádané rozložení hydrogelu v těle po definované době. Hydrogely z hlediska degradability můžeme rozdělit na rozložitelné a nerozložitelné. Rozložitelné hydrogely bývají přírodního charakteru, zatímco nerozložitelné převážně syntetického [32]. U hydrogelů používaných v bioelektronice je pak důležité, aby produkty biodegradace nebyly v prostředí lidského těla toxické [33]. Rychlost degradace je ovlivněna několika faktory, mezi

něž patří délka řetězce, násobnost vazeb a vliv prostředí, jako je pH a teplota [32]. Další esenciální vlastnost hydrogelů je biokompatibilita, protože hydrogely v medicínských aplikacích přicházejí do kontaktu s lidským tělem. Ve styku s tělem by neměly vyvolávat žádné nežádoucí účinky, mezi něž se řadí alergické reakce, zánět, dráždivost, karcinogenní, mutagenní či teratogenní změny [34, 35].

2.3.1 Příprava hydrogelů

Hydrogely se nejčastěji připravují dvěma různými způsoby, síťováním a polymerizací znázorněných na Obr. 5 [36].



Obr. 5: Příprava hydrogelů, fyzikální a chemické. Převzato z: [36]

Síťování je dodatečným propojením již existujícího polymeru rozpustného ve vodě. Takový polymer může být síťován chemickou vazbou nebo slabými fyzikálními vazbami. Fyzikální vazby v gelech nejsou příliš pevné a vydrží pouze po omezenou dobu. V době zániku některých spojů mohou vznikat nové spoje na jiných místech. V závislosti na vnějších podmínkách, například na teplotě polymeru se tvoří uzlové oblasti propojující strukturu [37].

Druhý způsob, chemické síťování, je polymerizace hydrofilních monomerů, kdy je monomer polymerizován za přítomnosti polyfunkčního síťovacího činidla a mezi řetězci vzniká kovalentní vazba. Chemické síťování nejčastěji probíhá jako radikálová polymerizace sestávající ze tří částí: iniciace, propagace a terminace. Iniciátor zahajuje proces polymerizace. Působením záření či chemickou aktivací se rozdělí na dva volné radikály. Poté se na aktivní centrum radikálu připojí monomerní jednotka, díky čemuž se volný elektron posouvá na konec aduktu. V následné propagaci se na adukt připojí další monomerní jednotky, takže se řetězec neustále prodlužuje. Terminace může nastat rekombinací nebo disproportionací. Při rekombinaci se mezi elektrony dvou aktivních center polymerních řetězců vytváří vazby. Při disproportionaci mezi dvěma aktivními centry dochází k přenosu elektronu nebo protonu a vzniku dvou produktů, kdy jeden je oxidovaný a druhý redukován. Výsledné vlastnosti hydrogelu mohou být ovlivněny vnějšími podmínkami, např. změnou teploty. Proces nejčastěji

probíhá v polárním prostředí, protože v něm lépe probíhá solvatace a tvoří se tak stabilnější radikály [38].

2.3.2 Využití hydrogelů

Hydrogely obecně mají široké možnosti uplatnění v medicínských aplikacích, kosmetice, zemědělství a potravinářském průmyslu [39].

Hydrogely v medicíně se uplatňují při léčbě popálenin jako hydratační obvazy, při řízeném uvolňování léčiv, či k estetickým úpravám. U těchto hydrogelů je obzvláště důležitá jejich celková biokompatibilita a mechanické vlastnosti odpovídající konkrétnímu typu tkáně a konkrétnímu použití [28, 40].

Hyaluronan se využívá v plastické chirurgii k vyhlazení vrásek a jako kosmetické výplně. Při injekčním vpichování dojde k vyplnění prostoru pod kožními ohyby, čímž je možno částečně navrátit pružnost a pevnost pokožky [35]. Další využití hyaluronanu je jako přídatek do nosních a očních kapek za účelem zvýšení jejich viskozity, díky čemuž roztok zůstane delší dobu na cílovém místě aplikace [41].

Hydrogely jsou používány i jako materiály na vlhké hojení, kde napomáhají k odloučení nekrotické tkáně tím, že vytvářejí vlhké prostředí a zároveň neporušují zdravé buňky. Nevýhodou této aplikace je, že hydrogely se musí pravidelně měnit. Důležitý je výběr sekundárního krytí, které se dává na hydrogelovou část. Sekundární krytí by nemělo absorbovat hydrogel a mělo by být transparentní pro správný monitoring rány. K tomuto účelu se používají například polyurethanové folie [42].

Efektivní využití hydrogelů představuje také cílená distribuce léčiv, kdy hydrogel může sloužit jako biokompatibilní a případně biodegradabilní rezervoár pro různá léčiva, který je v přímém kontaktu s cílovou tkání. Musí se dbát na ochranu léčiva před rozkladem v prostředí těla, distribuce musí proběhnout ve správnou dobu a ve správném množství [43]. Mezi hlavní výhody patří menší množství použité látky v rámci terapeutického okna, účinnější léčba s omezenými vedlejšími účinky a pohodlí pacienta, jelikož se omezí frekvence užívání léčiva. Mezi zástupce polymerů používaných pro tuto aplikaci patří z přírodních kolagen a želatina, polysacharidy, alginát, chitosan a kyselina hyaluronová a ze syntetických látek jako kyselina polymléčná [44, 45].

Hydrogely se hojně využívají i v tkáňovém inženýrství, kde mohou sloužit jako nosiče buněk, dále také podporují regeneraci a růst nové tkáně [46].

2.3.3 Hydrogely v bioelektronice

V současnosti je většina bioelektronických zařízení založena na použití tenkých vrstev vhodných anorganických materiálů. Významné zlepšení představují tenké filmy organických vodivých materiálů, popsané v kapitole 2.1.2. Ač tyto materiály obecně vykazují vylepšené mechanické vlastnosti, smíšenou vodivost i vylepšenou biokompatibilitu ve srovnání s jejich anorganickými protějšky, fyzicky jsou tyto materiály stále diametrálně odlišné od živých tkání. Řešením tohoto problému mohou být hydrogely, jejichž modul pružnosti a mechanické vlastnosti jsou blízké tkáním [1].

V bioelektronice se využívají vodivé hydrogely. Jsou to typy hydrogelů schopné vést elektrický proud, a přitom být schopny absorbovat a zadržovat vodu. Tyto vlastnosti z nich dělají ideální materiály pro bioelektronické aplikace. Jsou využívány pro výrobu senzorů, biosenzorů, používají se jako systémy pro cílené doručování léčiv, mohou sloužit jako funkční krytí ran, nebo mohou být použity v tkáňovém inženýrství jako substráty pro diferenciaci buněk [47].

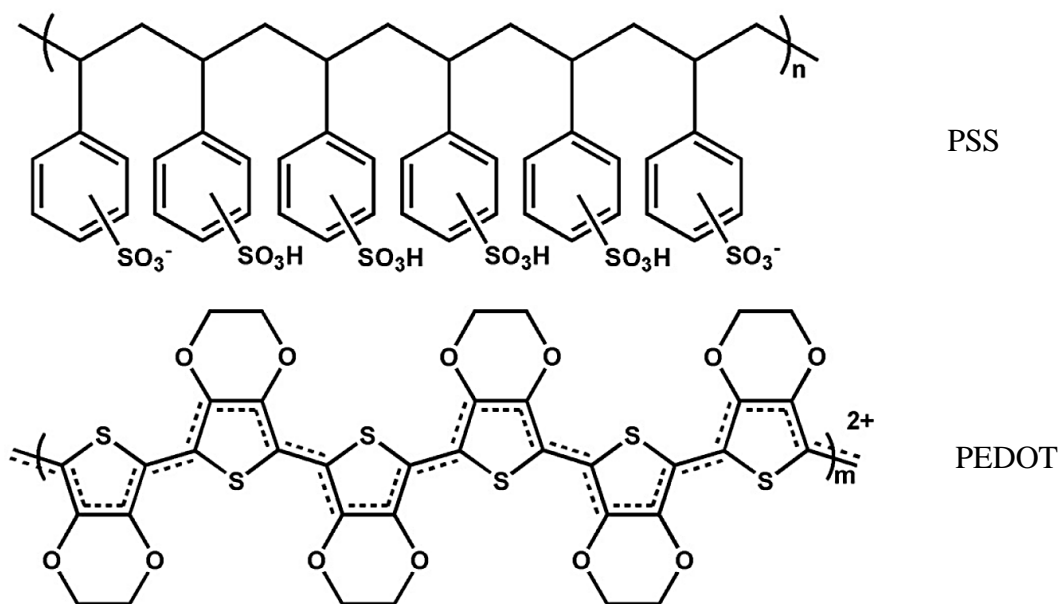
2.3.4 Hydrogely na bázi PEDOT

PEDOT (poly(3,4-ethylendioxythiofen)) je organický polovodivý materiál, který má díky svým výhodným vlastnostem významné místo v použití polovodivých organických materiálů pro bioelektronické aplikace. Je to derivát polythiofenu obsahující dlouhé řetězce s opakujícími se ethylendioxythiofenovými skupinami. Je konjugovaný, což znamená, že obsahuje delokalizované elektrony sdílené mezi atomy uhlíku a je tedy elektricky vodivý. PEDOT je vysoce stabilní a má dobré optické vlastnosti, například může absorbovat světlo. Díky tomu je vhodný materiál pro výrobu optických zařízení, například fotoelektrických článků nebo organických světelně-emisních diod (OLED). Vyrábí se většinou oxidativní polymerizací monomeru EDOT. EDOT při této reakci ztrácí dva elektrony a díky tomu je poté kladně nabitý [48]. Je to tmavý, stabilní, ve vodě špatně rozpustný polymer [9]. Pro tvorbu tenkých vrstev se PEDOT modifikuje protiiontem, bez něž je špatně rozpustný. Protiionty s PEDOT tvoří koloidní vodné disperze. Jako protiionty se využívají záporně nabitě vysokomolekulární látky [9]. Výběrem vhodného protiiontu je možné upravovat vlastnosti výsledného polymeru jako je jeho vodivost nebo stálost ve vodném prostředí. Mezi používané protiionty patří nejčastěji PSS (polystyrenulfát), dále PTS (poly(toluenulfonát)) a HA (kyselina hyaluronová) [48, 17, 49].

PEDOT:PSS (poly(3,4-ethylendioxythiofen) polystyrenulfonát) je organický polovodivý polymer. Struktura je znázorněna na Obr. 6. Polymer vzniká redoxním dopováním polymeru PEDOT pomocí PSS. Na rozdíl od PEDOT je tento polymer rozpustný ve vodě [2]. PEDOT:PSS je pro komerční účely dostupný jako tmavě modrá disperze. Má vysokou elektrickou vodivost díky přítomnosti vodivého PEDOT. Zároveň dokáže absorbovat a udržet vodu díky hydrofilní povaze nevodivého protiiontu PSS. PSS slouží jako stabilizátor a disperzní médium pro PEDOT. PEDOT:PSS je ve své oxidované formě ve viditelné oblasti transparentní, projevuje dobrou tepelnou stabilitu, mechanickou flexibilitu a zároveň stabilitu v širokém pH rozsahu [50]. Díky těmto vlastnostem je PEDOT:PSS výborný materiál pro různé aplikace v oblasti elektroniky, biomedicíny, medicíny a materiálových věd. Pro medicínu může být využit pro výrobu biokompatibilních materiálů, senzorů či nosičů. V elektronice bývá používán k výrobě elektronických zařízení, například biosenzorů nebo organických tranzistorů [17]. Pro využití v bioelektronice je nevýhodou vodná povaha PEDOT:PSS. Velmi snadno degraduje, ve vodném prostředí je nestabilní a dochází ke změně vlastností. Problematické je zejména snížení vodivosti. Pro zvýšení stability ve vodném prostředí je ale možné tenké vrstvy PEDOT:PSS modifikovat [2]. Mezi možnosti zvýšení stálosti patří použití síťovacích činidel GOPS, ((3-glycidyloxypropyl)trimethoxysilanu) nebo použití kyselin a zásad. GOPS chrání tenké vrstvy PEDOT:PSS před degradací ve vodném prostředí a zároveň těmto vrstvám dává pružnost. Nevýhoda použití GOPS v kombinaci s PSS spočívá ve snížení

elektrické vodivosti PEDOT:PSS [2]. Při použití kyselin a zásad se buď dají do roztoku PEDOT:PSS při přípravě, nebo až do hotové vrstvy PEDOT:PSS. Často se používá kyselina sírová, která podléhá autoprotolýze za tvorby iontů, které pak stabilizují kladně nabitě molekuly PEDOT a záporně nabitě molekuly PSS [2]. Pro vylepšení vlastností polymeru PEDOT se kromě protiiontu používají také látky zvané sekundární dopanty. Nejčastěji používanými sekundárními dopanty pro PEDOT:PSS jsou polární rozpouštědla s vysokým bodem varu [51].

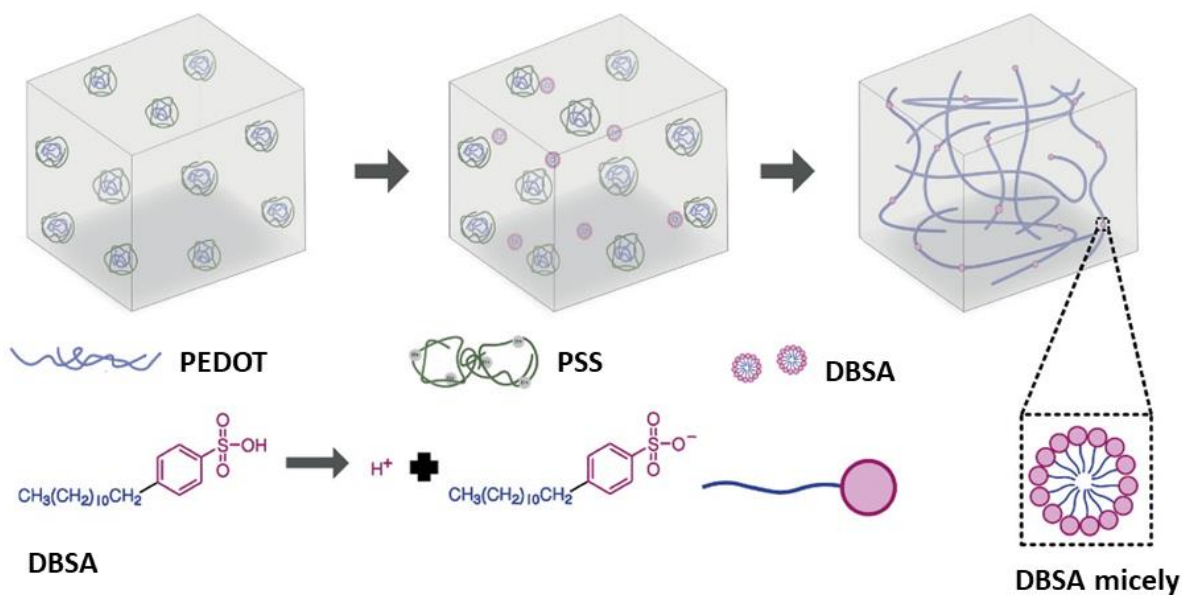
Hydrogely PEDOT:PSS s nevodivými maticemi se nejčastěji používají pro bioelektronické aplikace, kde se využívá biokompatibilitu nevodivých maticí, pružnosti a vodivosti. Mezi nejčastěji používané nevodivé matrice patří například celulóza a želatina. Nevodivé matrice jsou pružné, mohou se přizpůsobit tvaru tkání [52]. Ačkoliv PEDOT:PSS zvyšuje vodivost, může snižovat mechanickou pevnost, což pro některé aplikace není vhodné [53]. Hydrogely PEDOT:PSS je možné připravit i bez nevodivých matic. Těmto gelům se běžně v literatuře říká: „pure hydrogels“ (čisté gely). Hydrogely bez přítomnosti nevodivých matic mohou mít vyšší elektrickou vodivost, jsou tedy vhodné k použití elektrochemických v senzorech. Mezi hlavní nevýhody patří menší mechanická stabilita, což může být nežádoucí v aplikacích, kde je vyžadována vyšší odolnost oproti mechanickému namáhání [53, 52].



Obr. 6: Struktura PEDOT:PSS. Převzato z: [54]

V této práci je použit PEDOT:PSS s kyselinou dodecylbenzensulfonovou (DBSA) jako činidlem umožňujícím gelaci. Řetězce PEDOT⁺ a PSS⁻ spolu ve vodné PEDOT:PSS disperzi interagují prostřednictvím elektrostatických sil. Aniont DBSA je kyselý surfaktant, který po dosažení kritické micelární koncentrace tvoří ve vodě dobře definované micelární struktury s negativně nabitými sulfonovými ionty (-SO₃⁻). Je-li přítomno dostatečné množství DBSA (nad kritickou koncentrací), dochází ke zvýšení iontové síly v roztoku. Dále dochází k poskytování H⁺ iontů k protonaci PSS⁻. Zvýšená iontová síla oslabuje přitažlivé síly mezi

řetězci PEDOT⁺ a PSS⁻, což následně vystavuje řetězce PEDOT⁺ k vzájemné interakci a podporuje jejich spojení do 3D sítě prostřednictvím fyzikálního propojení zprostředkovaného π - π interakcemi a hydrofobními silami. Vznikají tedy domény bohaté na PEDOT⁺, znázorněné na Obr. 7 [55].



Obr. 7: Schematické znázornění gelace reakce PEDOT:PSS za účasti surfaktantu DBSA. Převzato z: [55]

3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

3.1 Materiály a metody

3.1.1 Materiály

PEDOT:PSS

PEDOT:PSS pro tuto práci byl vybrán vzhledem k jeho dobrým vlastnostem při využití v bioelektronických aplikacích zmíněných v teoretické části. Použitý PEDOT:PSS (PH 1000) M122 – 100 ml byl dodáván firmou OSSILA.

DBSA

Kyselina dodecylbenzensulfonová (DBSA) je často využívána jako dopant zlepšující vlastnosti organických materiálů, či jako přídavek pro zlepšení vlastností polymeru. Obsahuje hydrofilní sulfonátovou a hydrofobní alkyl-benzenovou skupinu, je to tedy surfaktant [55]. Pro tuto práci byl použit DBSA SIGMA-ALDRICH 44198-250 ml.

Pryskyřice pro materiálový tisk platform

Pryskyřice pro 3D tisk je tekutý syntetický polymer, který se vytvrzuje působením světla, tepla či chemických katalyzátorů. Vytvrzování při vystavení UV záření umožňuje vytváření hladkých a detailních modelů [56]. V této práci byla použita pryskyřice PRIMACREATOR VALUE UV resin standard clear.

Roztok chloridu sodného

Roztok chloridu sodného byl použit jako elektrolyt pro OECT. Chlorid sodný se totiž vyskytuje přirozeně i v tělním prostředí. Roztok chloridu sodného PENTA CAS 7647-14-5 byl připraven jako vodný roztok o koncentracích 0,1 M, 0,5 M a 105 mM.

Roztok kyseliny chlorovodíkové

Hradlové elektrody používané v práci jsou pseudo-referentní chloridostříbrné elektrody (Ag/AgCl). Pro vytvoření vrstvy chloridu stříbrného na povrchu, vedoucí ke zvětšení aktivní plochy, byl použit roztok kyseliny chlorovodíkové o koncentraci 1 M.

Dopamin

Dopamin je neurotransmitter vyskytující se v nervové soustavě, kde zprostředkovává řadu fyziologických funkcí, zejména v oblasti motorické kontroly a emoční regulace [57]. Byl použit při měření převodních charakteristik použitých platform jako vodný roztok o koncentraci 0,1 M.

3.1.2 Metody

Galvanostatická elektrodepozice

Pro měření OECT bylo potřeba připravovat hradlové elektrody. U použitých hradlových elektrod byl mechanicky očištěn a zdrsňen povrch stříbrného drátu o průměru 0,8 mm od firmy GODDFELLOW.

Proces přípravy probíhal následovně: Do skleněné misky byl nalit vodný roztok kyseliny chlorovodíkové o koncentraci 1 M a do něj byl ponořen platinový drátek jako protielektroda

(katoda). Paralelně s ním byl přes horní okraj misky položen měděný vodič, na který byly za pomoci spájených pinů zavěšeny stříbrné pracovní elektrody (anoda) tak, aby byly zanořené v roztoku, zatímco měděný vodič zůstával mimo kontakt s elektrolytem – čímž se zabránilo nežádoucím elektrochemickým reakcím. Pro kontrolu aplikovaného napětí byla do roztoku umístěna referenční elektroda Ag/AgCl. Tato elektroda zajišťovala stabilní a definovaný potenciál a umožňovala přesnou kontrolu napětí, které bylo v tomto případě nastaveno na 1 V. Na platinové elektrodě současně probíhal vývoj vodíku jako vedlejší produkt elektrochemické reakce. Celý proces byl řízen pomocí softwaru *Clarius* na přístroji Keithley Semiconductor Analyzer a trval přibližně 15 minut. Během této doby došlo k elektrochemické tvorbě vrstvy chloridu stříbrného (AgCl) na povrchu stříbrných elektrod. Tato vrstva zvyšuje elektrochemicky aktivní plochu elektrod, čímž přispívá ke stabilnějším a reprodukovatelnějším výsledkům při následném OECT měření.

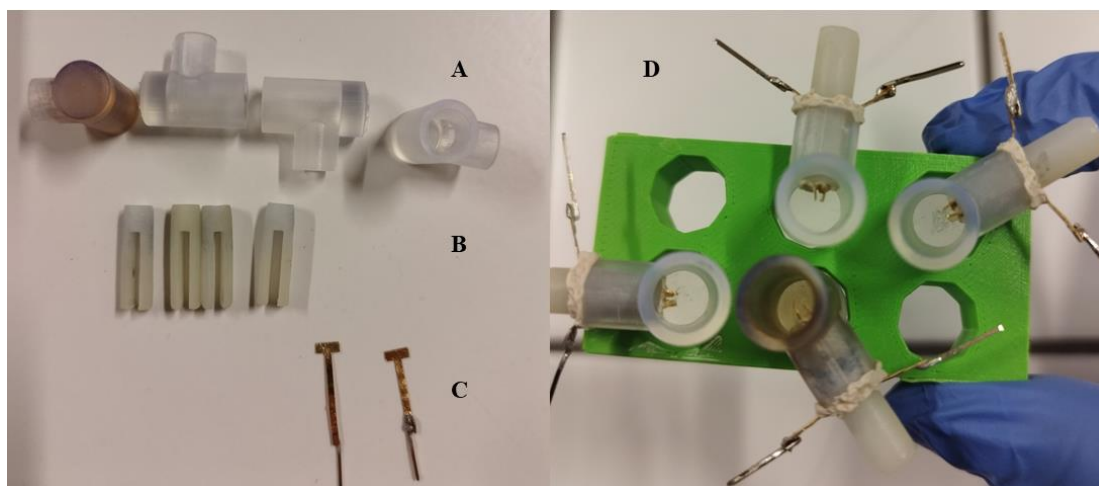
Pro některá měření byla připravena Ag/AgCl elektroda s vrstvou PEDOT:PSS. PEDOT:PSS byl použit ve formě pasty na tisknutí OSSILA S V4 STAB PEDOT:PSS, jelikož je více viskózní. Hotová Ag/AgCl elektroda byla ponořena do této pasty a dána do pece při teplotě 90°C na dobu třiceti minut.

Příprava vodivého hydrogelu

Pro měření byl připravován fyzikálně vázaný hydrogel podle Zhanga *et al.* pro jeho dobré elektrické vlastnosti (hodnota vodivosti 10^{-2} až 10^3 S·cm⁻¹) a možnosti přípravy tohoto hydrogelu při laboratorní teplotě bez nutnosti použití nevodivých hydrogelových matic [55]. Jako výchozí materiál byla použita vodná disperze PEDOT:PSS s 5 hm % DBSA. Potřebné množství DBSA bylo naváženo na analytických vahách s následným doplněním PEDOT:PSS na požadovaný objem (typicky 0,05 g DBSA na 1 ml). Směs byla homogenizována na vortex a poté byl potřebný objem přenesen do hlavního rezervoáru 3D OECT platformy tak, aby byly odtoková a zdrojová elektroda ponořeny. Ke gelaci docházelo během prvních asi deseti minut od smíchání komponentů. Měření probíhalo 3 hodiny po přípravě, vzhledem k tomu, že během prvních 3 hodin od přípravy dochází k ustalování mechanické struktury hydrogelu [58]. Příprava hydrogelu byla stejná pro obě 3D OECT platformy.

Příprava 3D OEECT platformy

Platforma (Obr. 8) byla připravena ze dvou částí, hlavního rezervoáru pro hydrogel (Obr. 8, A) a špuntu (Obr. 8, B), který slouží pro umístění zlaté zdrojové a odtokové elektrody o rozměrech (hlava: $4,8 \times 2,0$ mm; tělo: $1,3 \times 18$ mm) v definované vzdálenosti od sebe. Špunt byl v rezervoáru upevněn a utěsněn pomocí lepící gummy na papír. Po sestavení platformy byla do hlavního rezervoáru přenesena homogenní směs PEDOT:PSS a DBSA v objemu 250 μ l.

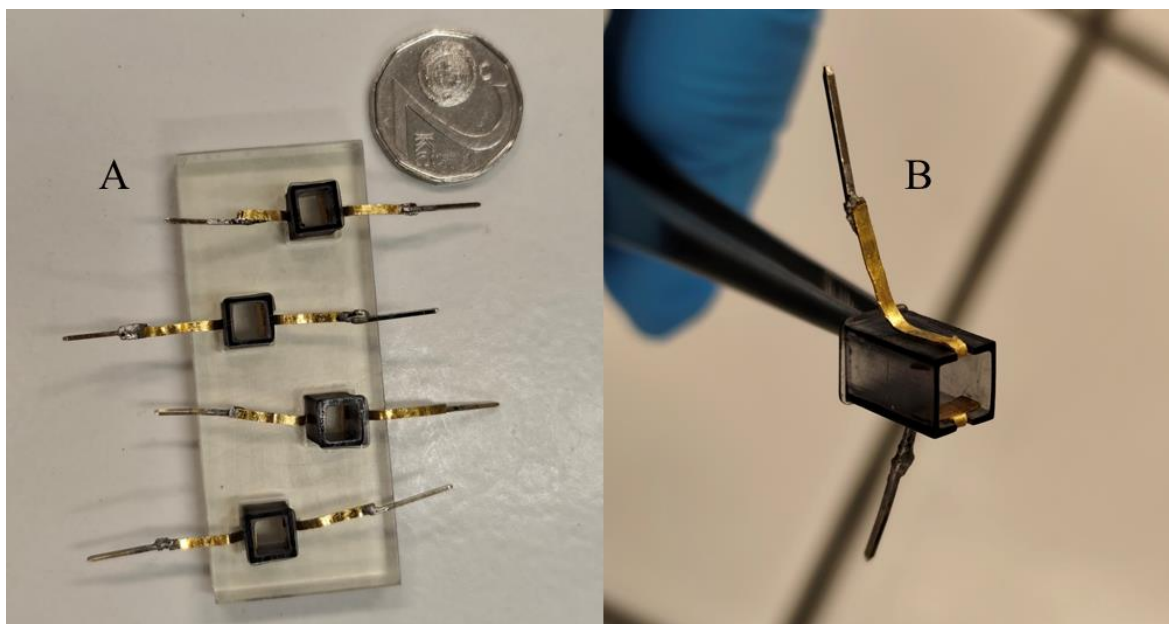


Obr. 8: Výchozí 3D OEECT platforma: A – hlavní rezervoár pro umístění hydrogelu, B – špunt pro umístění zdrojové a odtokové elektrody, C – zdrojová a odtoková elektroda, D – sestavená platforma

Příprava vylepšené platformy na měření

Pro přípravu vylepšené platformy, skládající se z desky a rezervoárů, bylo na měření potřeba najít vhodný způsob připevnění hlavního rezervoáru na hydrogel do platformy tak, aby nedocházelo k vytékání vzorku a zároveň došlo k fixaci S a D elektrody. Pro tento účel byly postupně vyzkoušeny dva způsoby připevnění rezervoáru.

Nejdříve byly rezervoáry do platformy přilepeny pomocí teplotně vytvrditelného silikonu SYLGARD 184. Deska byla položena na topnou desku PRAZITHERM vyhřívanou na teplotu pohybující se kolem 90°C . Do otvorů v platformě umístěné na topné desce byl dán silikon a do něj položeny rezervoáry. Tento způsob však nebyl vhodný, silikon nadržel tak, jak bylo očekáváno. Následně byl tedy vyzkoušen jiný způsob upevnění formou vosku. Stejně jako u původní platformy byl použit hydrogel na bázi PEDOT:PSS s 5 hm. % DBSA v objemu 90 μ l. Platforma připravená na měření je zobrazena na Obr. 9.



Obr. 9: Nová platforma: A – platforma připravená k měření, B – rezervoár s odtokovou a zdrojovou elektrodou ze spodní strany

Měření převodních charakteristik OECT

Důležitým parametrem pro charakterizaci správného fungování OECT je hodnota transkonduktance. Aby OECT správně fungoval a byl schopen měřit fyziologické funkce analytů, je nutné, aby měl vysokou hodnotu transkonduktance. Tato hodnota se počítá první derivací převodní charakteristiky. Při měření převodních charakteristik byla hradlová elektroda vložena do hlavního rezervoáru tak, aby byla ponořena v elektrolytu, ale aby se nedotýkala hydrogelu. Poté bylo aplikováno napětí na hradlovou elektrodu a byly měřeny změny ve výstupním proudu. Transkonduktance se počítá z křivky, při které bylo dosaženo nejvyššího proudu I_D . Tyto převodní charakteristiky byly měřeny pro různá napětí V_D na odtokové elektrodě. Hodnoty maximálního napětí V_G byly nastavovány tak, aby nedošlo k elektrolytickému rozkladu vody (1,2 V), ale aby bylo dosaženo saturace proudu I_D . Když dochází k saturaci, „uzavře“ se vodivý kanál: hydrogel, (zde použitý PEDOT:PSS) je v redukovaném stavu a téměř jím neprochází elektrický proud.

Při měření převodních charakteristik byla nejprve používána stávající 3D platforma. Následně byly indentifikovány její nedostatky, které byly reflektovány v návrhu nové platformy v Autodesk Inventor.

Výpočet transkonduktance

Pro výpočet transkonduktance je nutné provést měření převodních charakteristik. Strmý průběh převodních charakteristik značí, že i malá změna napětí na hradlové elektrodě způsobí velkou změnu ve výstupním proudu, zařízení je tedy vysoce citlivé. Tyto charakteristiky byly vyneseny do grafu v závislosti výstupního proudu na vstupním napětí a následně byly provedeny první derivace pro všechny tyto charakteristiky. Po vypočtení prvních derivací byla do grafu vynesena závislost transkonduktance na napětí vstupního proudu.

Maximální transkonduktance sama o sobě závisí nejen na vlastnostech materiálu a elektrochemických dějích, ale také na velikosti a tvaru kanálu OECT. To znamená, že větší zařízení bude mít přirozeně vyšší maximální hodnotu transkonduktance, i když nemusí být nutně efektivnější. Z tohoto důvodu se transkonduktance normalizuje na geometrické parametry kanálu, což umožňuje porovnání mezi různými zařízeními a hodnocení materiálových vlastností nezávisle na jejich velikosti. Tento přepočít se provádí dle rovnic uvedených v kapitole 2.2.

Parametry výchozí platformy pro výpočet normalizované platformy jsou následující: tloušťka kanálu d jsou 3 mm, délka kanálu L je 1 mm a šířka kanálu W je 5 mm. Z vybraného vzorku, pro který byla měření převodních charakteristik provedena třikrát, byla vypočtena maximální transkonduktance pro všechny hodnoty I_D s V_D v rozsahu $V_D = 0$ V až $V_D = -0,45$ V se skokem 0,05 V mezi jednotlivými hodnotami.

Parametry nové platformy jsou: tloušťka kanálu d jsou 3 mm, délka kanálu L jsou 4 mm a šířka kanálu W je 5 mm. Rozsah V_D byl od $V_D = 0$ V až $V_D = -0,6$ V se skokem 0,05 V mezi jednotlivými hodnotami.

Výpočet nejistoty měření pro normalizovanou transkonduktanci byl vypočten dle vztahu o zákonu rozšíření nejistot, který byl upraven do následující podoby rovnice (3):

$$\partial g_N = g_N \cdot \sqrt{\left(\frac{\partial g_m}{g_m}\right)^2 + \left(\frac{\partial L}{L}\right)^2 + \left(\frac{\partial W}{W}\right)^2 + \left(\frac{\partial d}{d}\right)^2} \quad [\text{S} \cdot \text{m}^{-1}] \quad (3)$$

Kde ∂g_N je nejistota pro normalizovanou transkonduktaci [$\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$], g_N je hodnota normalizované transkonduktance [$\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$], ∂g_m je nejistota maximální transkonduktance [S], g_m je maximální transkonduktance [S], ∂L je nejistota délky kanálu [m], L je délka kanálu [m], ∂W je nejistota šířky kanálu [m], W je šířka kanálu [m], ∂d je nejistota tloušťky kanálu [m] a d je tloušťka kanálu [m].

Impedanční spektroskopie

Impedanční spektroskopie je elektrochemická analytická technika, která slouží ke studiu elektrochemických systémů prostřednictvím měření jejich impedance v závislosti na frekvenci střídavého elektrického signálu. Dochází k aplikaci malého střídavého napětí, čímž nedochází k významnému narušení rovnováhy systému. Výsledná odezva se skládá z reálné a imaginární složky a poskytuje informaci o dynamice dějů probíhajících v elektrochemickém systému. V rámci této práce byla impedanční spektroskopie využita k identifikaci nedostatků výchozí 3D platformy [59].

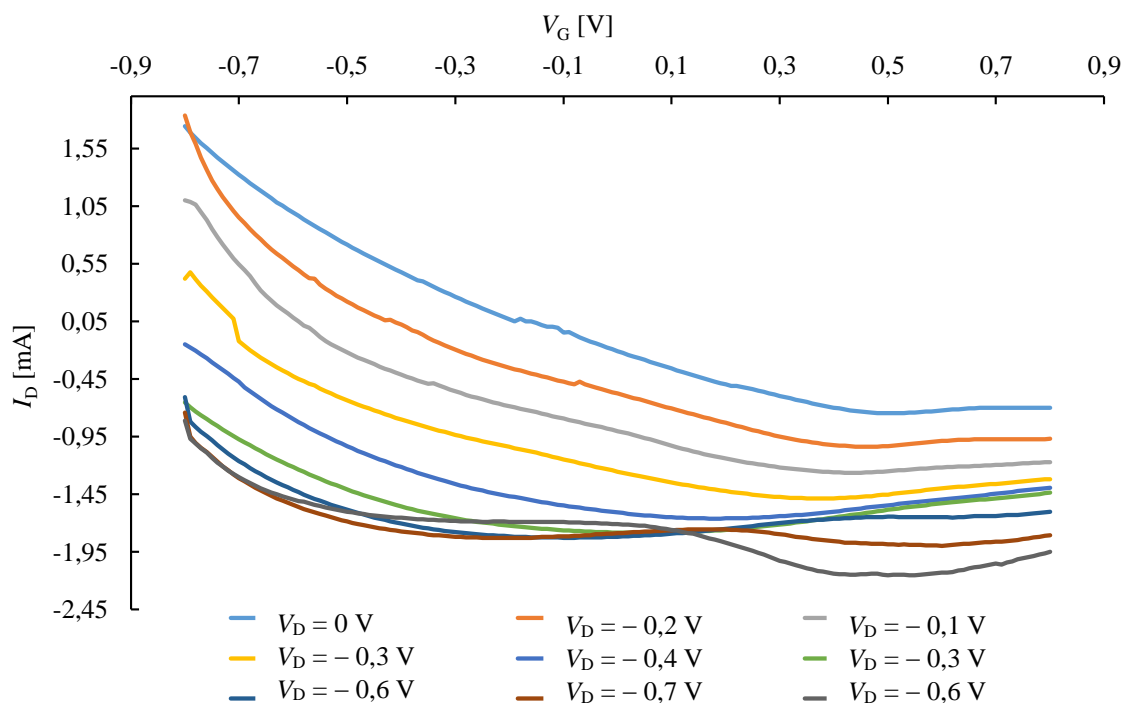
3.2 Výsledky

3.2.1 Výchozí 3D OECT platforma

Optimalizace měření

Pro návrh nové 3D OECT platformy bylo nejprve potřeba identifikovat nedostatky stávající platformy. K tomu bylo potřeba optimalizovat měření touto platformou. Nejdříve byla hledána vhodná koncentrace elektrolytu potřebného k ovlivnění proudu ve vodivém kanálu OECT. Jako první byl zvolen elektrolyt NaCl o koncentraci 105 mM, jelikož takto koncentrované elektrolyty se běžně používají v klasických tenkovrstvých OECT [17].

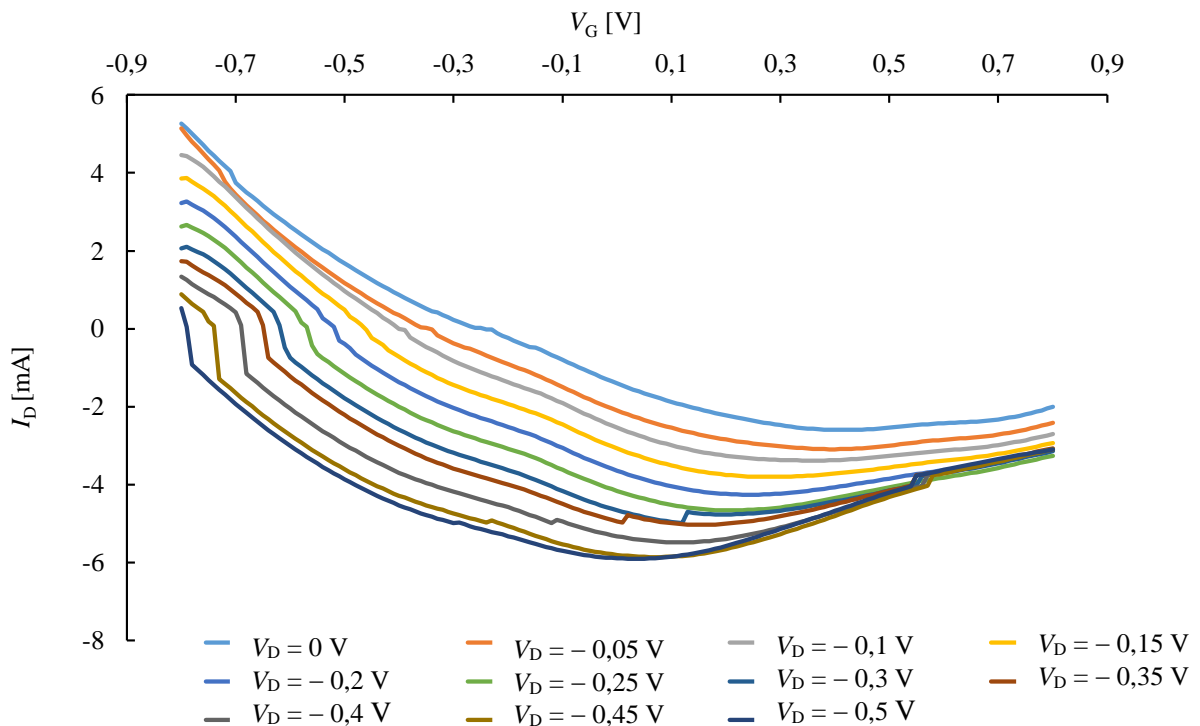
Z naměřených převodních charakteristik, zobrazených na Obr. 10, je zřejmé, že nevykazují esovitý tvar, typický pro převodní charakteristiky běžných OECT. Jelikož v kanálu dochází k elektrochemickému de-dopování, tak se zvyšujícím V_G by výstupní proud I_D měl postupně klesat až na hodnoty blízké nule, kdy kanálem neprochází téměř žádný elektrický proud. Se zvyšujícím se V_D by pak měl být s každou další křivkou více patrný její esovitý tvar a křivky by se v oblasti nejvyšších V_G měly sbíhat do jednoho bodu. Z grafu je ale zřejmé, že k tomu nedochází. To může být zapříčiněno použitím nevhodné hradlové elektrody, nebo nevhodnou koncentrací elektrolytu, vzhledem k tomu, že jako materiál vodivého kanálu byl použit hydrogel, který má oproti tenkým vrstvám mnohonásobně větší tloušťku a jak velikost hradlové elektrody, tak i koncentraci roztoku je nutné tomu přizpůsobit.



Obr. 10: Převodní charakteristiky výchozího OECT, kde jako materiál vodivého kanálu slouží vodivý hydrogel na bázi PEDOT:PSS. Koncentrace elektrolytu v této výchozí konfiguraci je 105 mM

Nejdříve bylo ověřeno, jaký vliv na průběh převodních charakteristik bude mít zvýšení koncentrace elektrolytu na 0,5 M. Při použití tohoto koncentrovanějšího elektrolytu se výrazněji projevil vliv de-dopování vodivého kanálu, jak je patrné na Obr. 11. Naměřené charakteristiky

se při vysokých V_G a V_D takzvaně zavírají, tedy sbíhají do jednoho bodu. Tento jev lze přičíst skutečnosti, že při vyšší koncentraci iontů dochází k rychlejší a efektivnější difuzi iontů do kanálu, čímž kanál rychleji dosáhne stavu nasycení. Nevýhodou použití tohoto roztoku byl vznik zákalu v elektrolytu v rezervoáru po vložení hradlové elektrody, což může indikovat nežádoucí interakce mezi elektrolytem a elektrodou. Tvar křivek po použití koncentrovanějšího elektrolytu je více podobný očekávanému tvaru, nicméně křivky stále nemají očekávaný tvar. Následný experiment byl tedy zaměřen na změnu velikosti povrchu G elektrody.

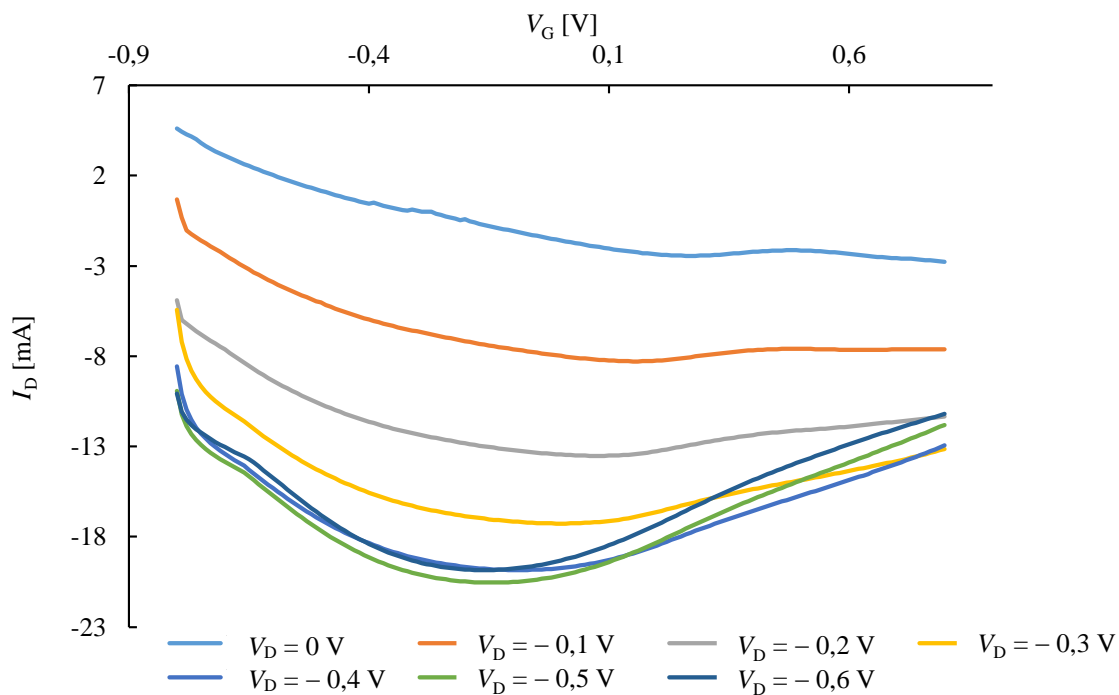


Obr. 11: Převodní charakteristiky vodivého hydrogelu s elektrolytem NaCl ve vodě o koncentraci 0,5M

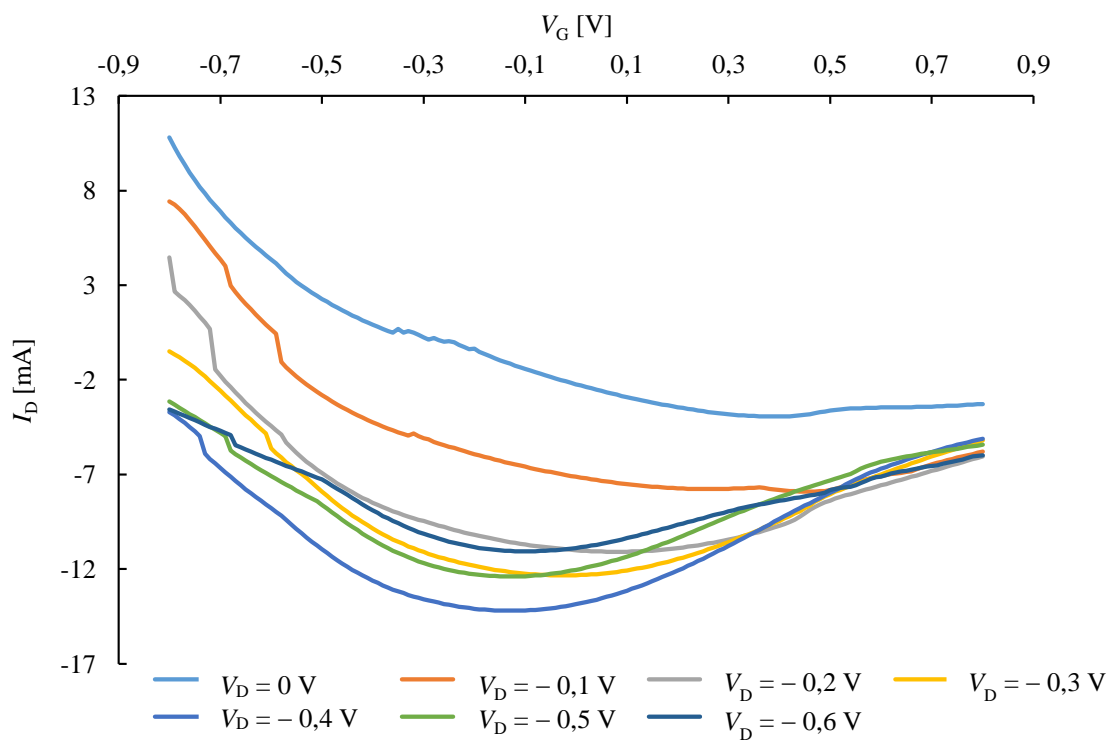
Jednou z možností, jak navýšit aktivní povrch elektrody, je její pokrytí tenkou vrstvou PEDOT:PSS. Tato tenká vrstva polymeru je schopná efektivně pojmout velké množství iontů nejen na povrchu, ale i v celém svém objemu, čímž dochází k efektivnější elektrochemické reakci. Ve srovnání s kovovými elektrodami umožňuje PEDOT:PSS iontovou difuzi do vrstvy hydrogelu. Tím by mělo dojít ke zvětšení aktivní plochy a zlepšení dynamické odezvy zařízení [60].

V rámci experimentu bylo provedeno měření převodních charakteristik pomocí hradlové elektrody, která byla pokrytá vrstvou PEDOT:PSS. Cílem této úpravy bylo zvýšit efektivní elektrochemickou plochu elektrody a tím zlepšit její schopnost řídit iontovou výměnu s elektrolytem. Měření nejdříve probíhalo s méně koncentrovaným elektrolytem NaCl o koncentraci 105 mM. Při tomto měření nebyl pozorován výrazný vliv plynoucí z použití PEDOT:PSS vrstvy na hradlové elektrodě, převodní charakteristiky se chovaly stejně jako při použití hradlové elektrody bez PEDOT:PSS vrstvy, jak je znázorněno na Obr. 12. Po doměření vzorku se 105 mM roztokem chloridu sodného byla provedena výměna tohoto elektrolytu na více koncentrovaný roztok chloridu sodného o koncentraci 0,5 M. Měření s tímto

koncentrovanějším roztokem je znázorněno na Obr. 13, kde je vidět sbíhání konců převodních charakteristik více než při použití méně koncentrovaného roztoku NaCl.

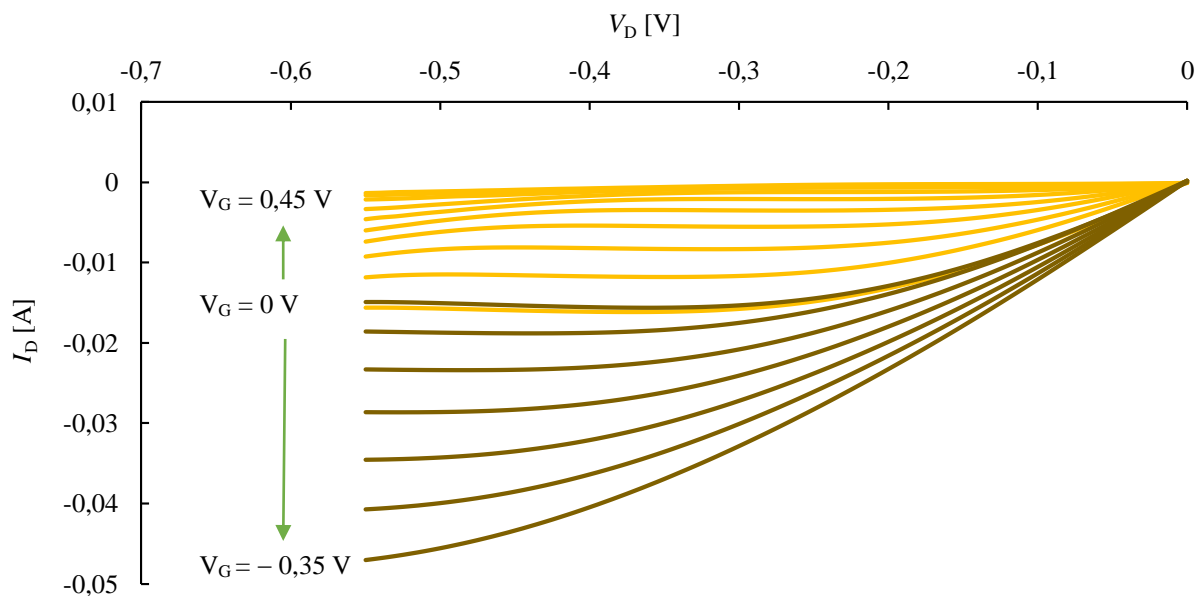


Obr. 12: Převodní charakteristiky výchozího OECT s použitím hradlové elektrody s vrstvou PEDOT:PSS a elektrolytem o koncentraci 105mM



Obr. 13: Převodní charakteristiky výchozího OECT s použitím hradlové elektrody s vrstvou PEDOT:PSS a elektrolytem o koncentraci 0,5 M

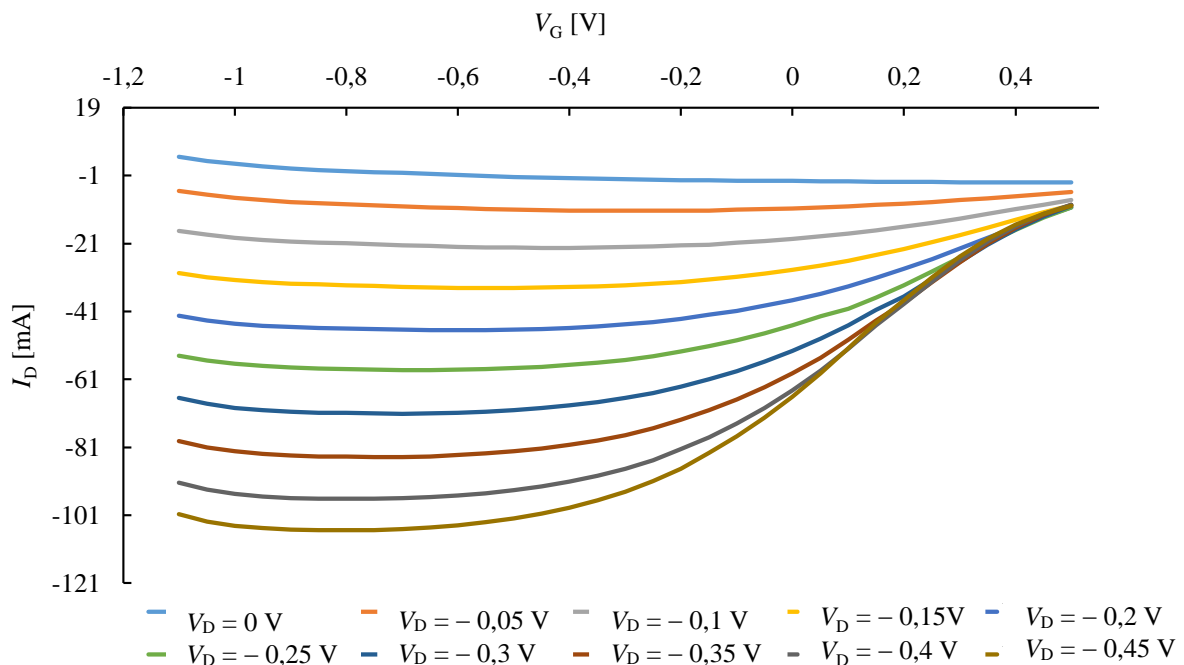
Výsledky měření převodních charakteristik s koncentrovanějším roztokem NaCl vykazovaly zlepšenou proudovou odezvu ve srovnání s měřeními prováděnými za použití méně koncentrovaného elektrolytu. Nicméně, při těchto měřeních mohlo docházet k možnému poškození vzorku. Zejména při náhlém vložení vysokého napětí, kdy hodnota dosahovala $V_G = -0,8$ V, může dojít k rychlé elektrochemické degradaci materiálu vlivem vysokého proudu. Aby se předešlo poškození vzorku a současně se zachovala kvalita a reprodukovatelnost naměřených dat, byla implementována nová metoda měření. Před samotným měřením převodních charakteristik byly systematicky zaznamenávány výstupní charakteristiky OECT. Tato měření sloužila ke stanovení bezpečných rozsahů napětí a proudů, v nichž lze vzorek testovat bez rizika mechanického nebo elektrochemického poškození. V rámci této metodiky byly nejprve provedeny dvě výstupní charakteristiky – jedna pro záporné hodnoty zdrojového napětí V_G a druhá pro kladné hodnoty, jak je zobrazeno na Obr. 14 – V_G^+ je znázorněno oranžovou barvou a V_G^- hnědou barvou. Na tomto obrázku je znázorněn rozsah V_G pomocí zelených šipek, přičemž je zobrazeno i maximální a minimální V_G .



Obr. 14: výstupní charakteristika stávajícího trojdimenzionálního OECT. Oranžovou barvou jsou zaznačeny charakteristiky měřené při kladném hradlovém napětí $V_G = 0$ V až $V_G = 0,45$ V, hnědou barvou charakteristiky při záporném hradlovém napětí $V_G = 0$ V až $V_G = -0,35$ V

Měření pro určení těchto rozsahů probíhalo tak, že byl nejprve aplikován záporný potenciál na hradlovou elektrodu, přičemž byl sledován průběh výstupní křivky. Stabilní průběh výstupní charakteristiky je charakterizován zakončením křivky v rovině, bez výrazného stoupání či poklesu. Jakýkoli náhlý pokles na konci křivky může indikovat vstup do oblasti prostorového náboje, ve které hrozí strukturální poškození vzorku. Jestliže křivka končí rovinou, vzorek se dostává do chtěné saturační oblasti, čímž se stanoví rozsah V_D . Po stanovení V_D rozsahu bylo sledováno rozmezí V_G , tedy počet křivek, které je možné naměřit v daném rozsahu V_D bez náhlých změn proudu. Po stanovení minimální bezpečné hodnoty byla obdobným způsobem provedena měření pro kladné V_G . Na základě těchto dvou výstupních charakteristik byly definovány bezpečné hraniční podmínky pro následná měření převodních charakteristik.

Měření převodních charakteristik pak probíhalo ve třech segmentech: první fáze zahrnovala aplikaci napětí V_G od nuly k maximální záporné experimentálně stanovené hodnotě, druhá fáze od maximální záporné k maximální kladné a třetí fáze z maximální kladné zpět k nule. Při měření tímto způsobem docházelo k postupné změně vkládaného napětí směrem od nuly až k požadovaným vyšším hodnotám a zamezilo se tak náhlé změně vkládaného napětí a tím vznikajících vysokých proudů v kanálu tranzistoru, při kterém hrozí další strukturální poškození materiálu. Pro další zpracování byly použity úseky odpovídající nárůstu napětí od maximální záporné k maximální kladné hodnotě, jak je znázorněno na Obr. 15.

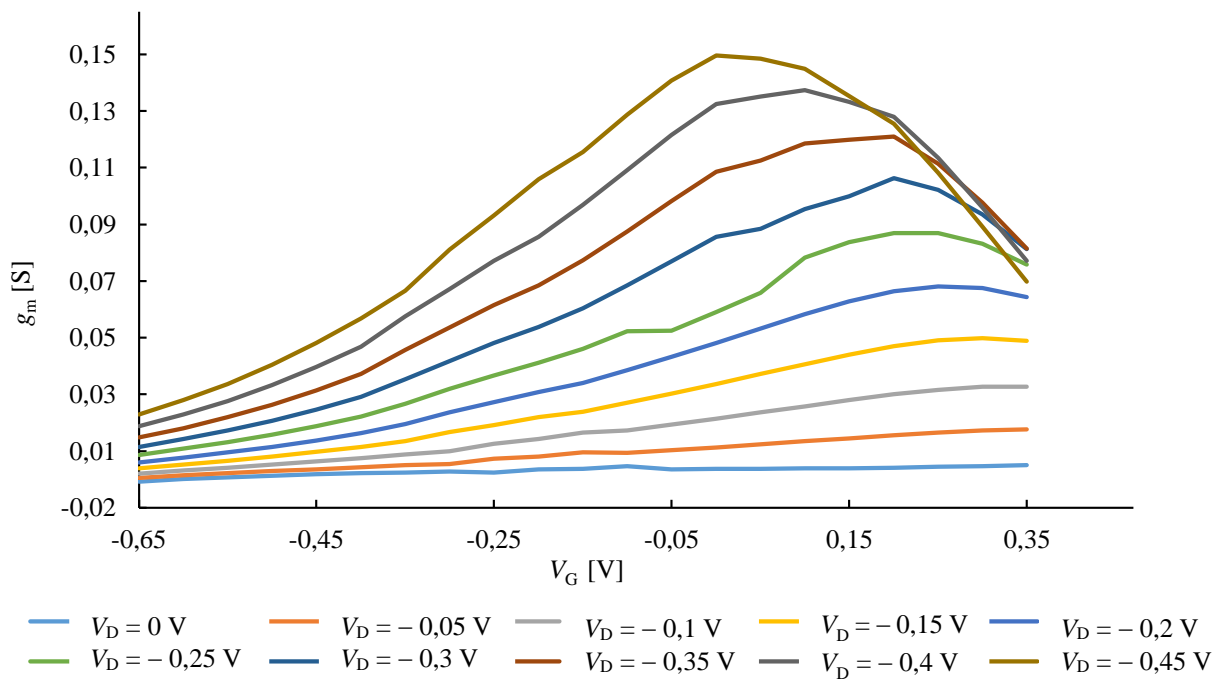


Obr. 15: Převodní charakteristiky 3D OEET měřené novou metodou s elektrolytem o koncentraci 0,5 M

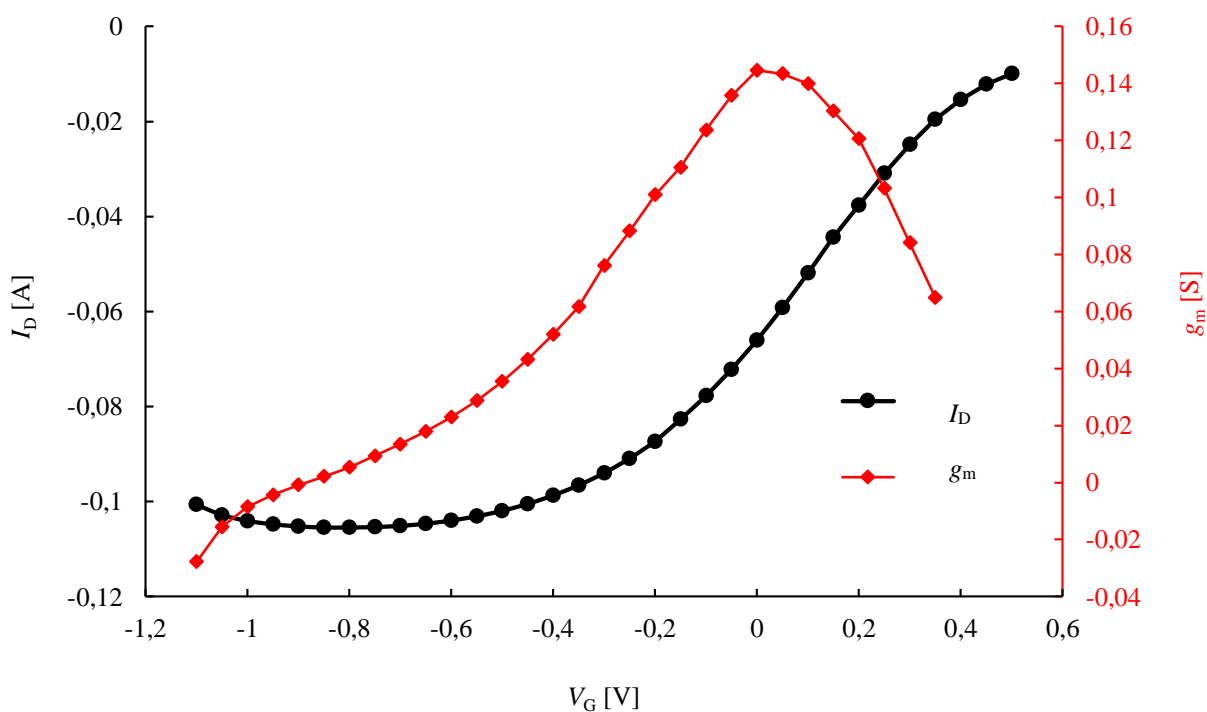
Výpočet transkonduktance

Hodnoty transkonduktance byly vypočteny první derivací převodních charakteristik. Z grafu na Obr. 16 je patrné, že křivky, které měly při měření převodních charakteristik strmější tvar, dosahují po přepočtení na transkonduktanci většího maxima.

Po výpočtu transkonduktance byla vypočtena hodnota maximální transkonduktance. Tato hodnota vystihuje citlivost a zesilovací schopnost OEET v jeho nejúčinnější pracovní oblasti. Závislost výstupního napětí maximální transkonduktanci byla vynesena do grafu a znázorněna na Obr. 17.



Obr. 16: Závislost transkonduktance na vstupním napětí z dat na Obr. 15



Obr. 17: Porovnání závislosti výstupního proudu a maximální transkonduktance na vstupním napětí

Aby bylo možné porovnat mezi sebou různá OECT, je třeba transkonduktanci normalizovat, tedy přepočítat na geometrické parametry podle rovnice (3). Hodnoty transkonduktance pro výchozí platformu jsou zobrazeny v Tab. 1, kde jsou zobrazené hodnoty maximální transkonduktance pro tři vzorky. Pro každý vzorek byly převodní charakteristiky měřeny třikrát, neboť při dalších měřeních se již křivky nijak výrazně neměnily. Z maximálních transkonduktancí byla proto použita vždy hodnota ze třetího měření. Uvedené hodnoty třetího měření byly zprůměrovány a z výsledné hodnoty byla vypočtena hodnota normalizované transkonduktance. Maximální transkonduktance byla stanovena jako $g_m = (0,141 \pm 0,005) \text{ S}$. Normalizovaná transkonduktance pro výchozí platformu byla vypočtena jako $g_N = (9 \pm 5) \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$. Tato hodnota sice značí dobrou vodivost, avšak kvůli problémovým parametrům řešeným v předchozích kapitolách bylo třeba navrhnout novou platformu. Vysoká nejistota g_N je zapříčiněna nejistotou hodnoty L . Hodnota délky vodivého kanálu nebyla konstantní a docházelo tak k pohybu elektrod, čímž byla zvýšena tato nejistota.

Tab. 1: Hodnoty transkonduktance pro výchozí platformu. Jsou uvedeny hodnoty maximální transkonduktance pro tři vzorky, kdy vždy poslední maximální transkonduktance z každého měření byla zprůměrována a z této hodnoty následně vypočtena normalizovaná transkonduktance

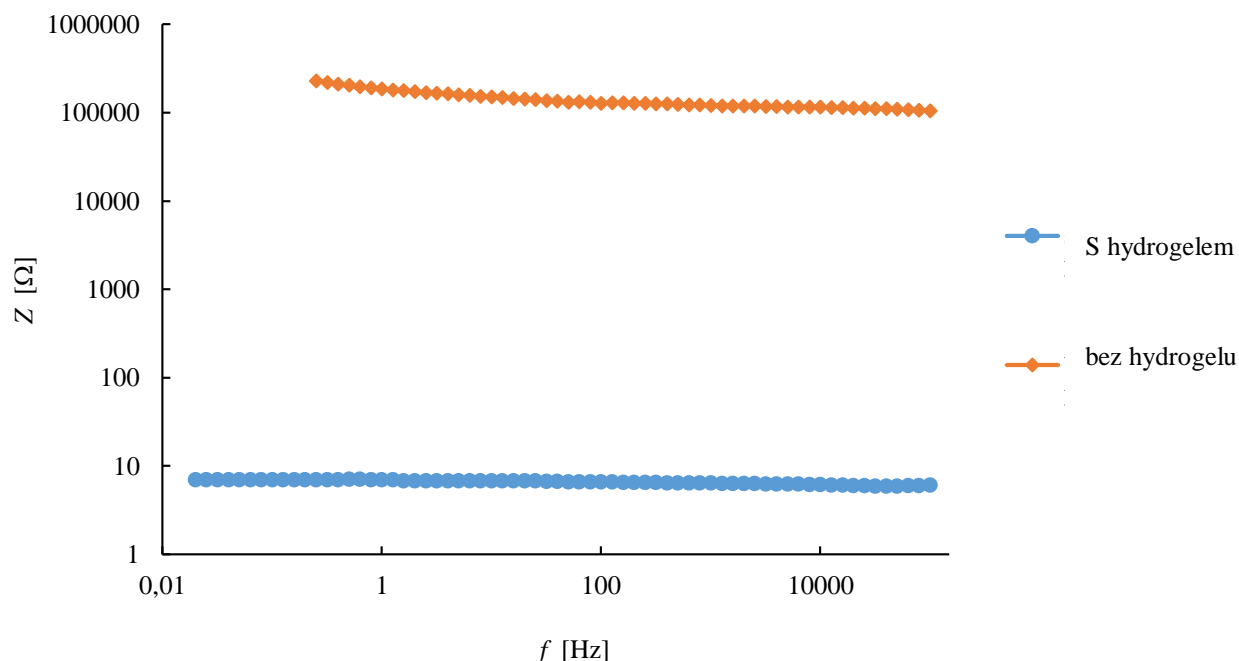
$g_m \text{ [S]}$			průměr $g_m \text{ [S]}$	nejistota $g_m \text{ [S]}$	$g_N \text{ [S}\cdot\text{m}^{-1}]$	nejistota $g_N \text{ [S}\cdot\text{m}^{-1}]$
0,145	0,135	0,144	0,141	0,005	9	5

Impedanční spektroskopie výchozí platformy

Pro ověření funkčnosti OECT byla použita impedanční spektroskopie ve dvou variantách, s vodivým hydrogelem a ve vzorku, kde byl po prvním měření vodivý hydrogel odstraněn z hlavního rezervoáru a prostoru vodivého kanálu OECT.

Výsledky zobrazené na Obr. 18 ukázaly, že vzorek s vodivým hydrogelem vykazoval nízkou impedanci pod 10Ω a je tedy dobře vodivý. U vzorku, ze kterého byl vodivý hydrogel odstraněn, impedance vzrostla asi o čtyři řády na hodnoty okolo $100\,000 \Omega$, vzorek je tedy méně vodivý. Z principu věci by ale platforma, která v místě mezi S a D elektrodou neobsahuje žádný vodivý materiál, neměla vést proud. To naznačuje, že proud mohl být veden alternativní cestou, s největší pravděpodobností docházelo k difuzi iontů z hydrogelu do izolační gumy, kterou byla platforma utěsněna a která se nacházela také v prostoru mezi tělem elektrod.

Impedanční spektroskopie tedy ukázala, že výchozí platforma není vhodná pro spolehlivé měření převodních charakteristik OECT, protože dochází k vedení proudu i jinými cestami, než pouze v hlavním rezervoáru. Parametry OECT ovlivňující účinnost jsou závislé na jeho geometrických tvarech, kvůli čemuž musí být geometrie zařízení (a elektrod) přesně určena. Z tohoto důvodu se tato platforma se ukázala jako nevhodná a byla navržena nová platforma s vylepšenou geometrií.



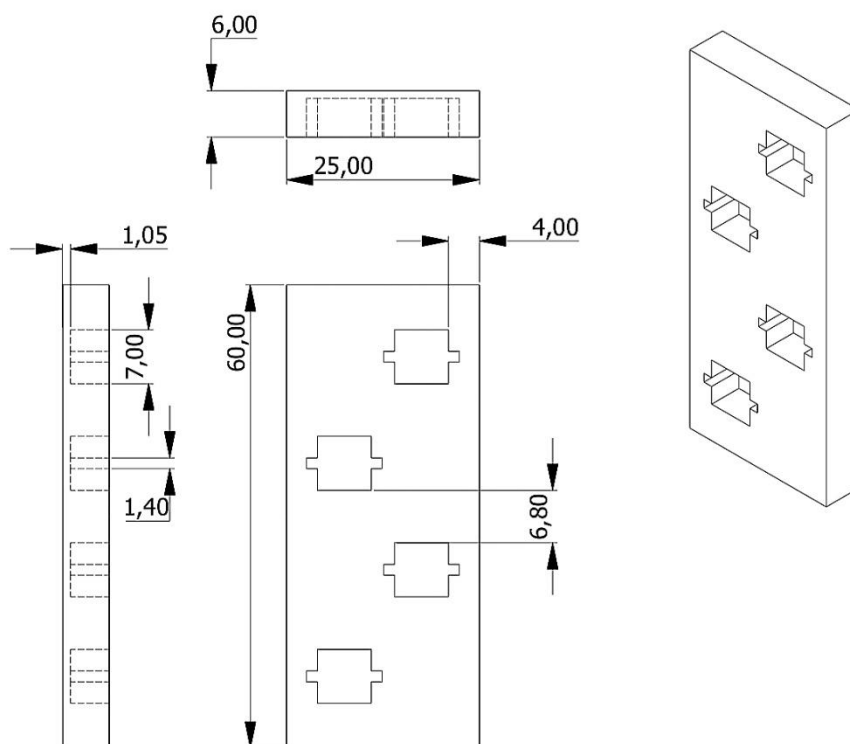
Obr. 18: Závislost impedance výchozí platformy na frekvenci pro měření platformy s hydrogelem PEDOT:PSS a platformy bez tohoto hydrogelu

3.2.2 Nová platforma

Návrh vylepšené 3D OECT platformy

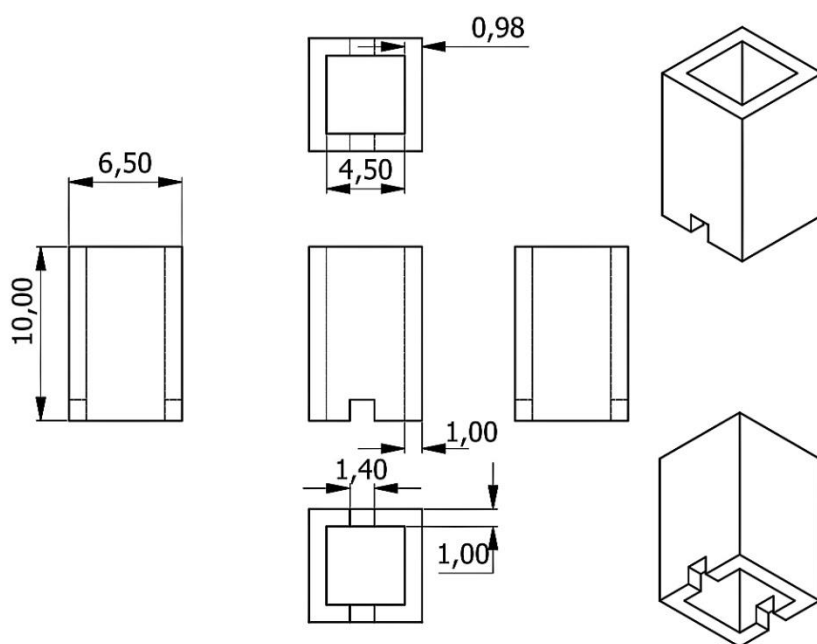
Nová platforma byla navrhována v prostředí AutoDesk Inventor. Autodesk Inventor je program sloužící k navrhování 3D prototypů. Pro tuto práci byla použita verze Autodesk Inventor Professional 2025.

Platforma je složena ze dvou částí: z desky obsahující čtyři otvory a ze čtyř rezervoárů, které se do otvorů v desce dávají: platforma tedy umožňuje přípravu čtyř vzorků, ale je snadné ji upravit na jiný počet vzorků. Deska, zobrazená na Obr. 19, má rozměry $60 \times 25 \times 10$ mm. Každý otvor v desce určený pro připevnění rezervoárů v sobě obsahuje ještě dva další menší otvory určené pro umístění zdrojové a odtokové elektrody. Vzdálenost děr od bližší strany desky je 5 mm, vzdálenost mezi jednotlivými děrami je pak 6,8 mm.



Obr. 19: Geometrické parametry desky (podstavy) nové platformy vytvořené v prostředí Autodesk Inventor

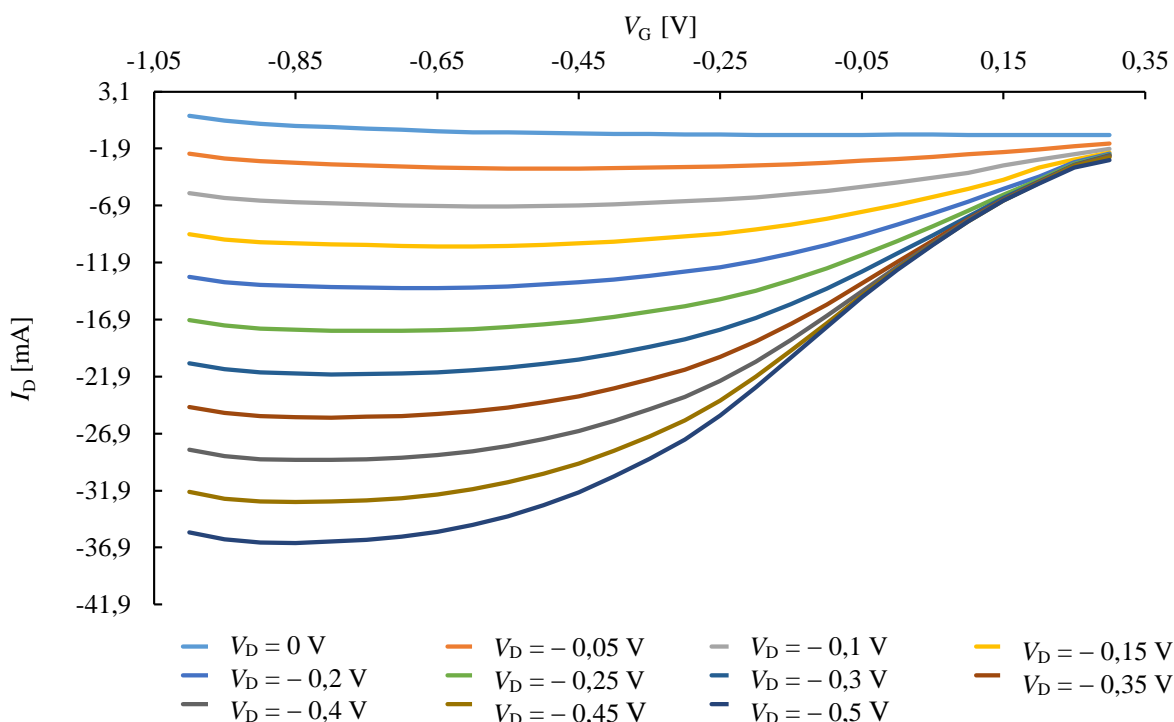
Velikost rezervoárů se odvíjela od velikosti zdrojové a odtokové elektrody tak, aby šířka hlav elektrod pasovala do vnitřního rozměru stěny. Rezervoáry byly čtvercové o délce vnější strany 6,5 mm a vnitřní stranou o délce 4,5. Tloušťka strany byla 1 mm. Rezervoáry měly na dvou stěnách výřezy na těla elektrod, aby došlo k jejich pevnému uchycení. Tyto výřezy byly široké 1,4 mm a vysoké 1,2 mm. Celková výška rezervoáru je 10 mm. Rozměry a rezervoárů jsou uvedené na Obr. 20.



Obr. 20: Parametry rezervoáru nové platformy vytvořené v Autodesk Inventoru

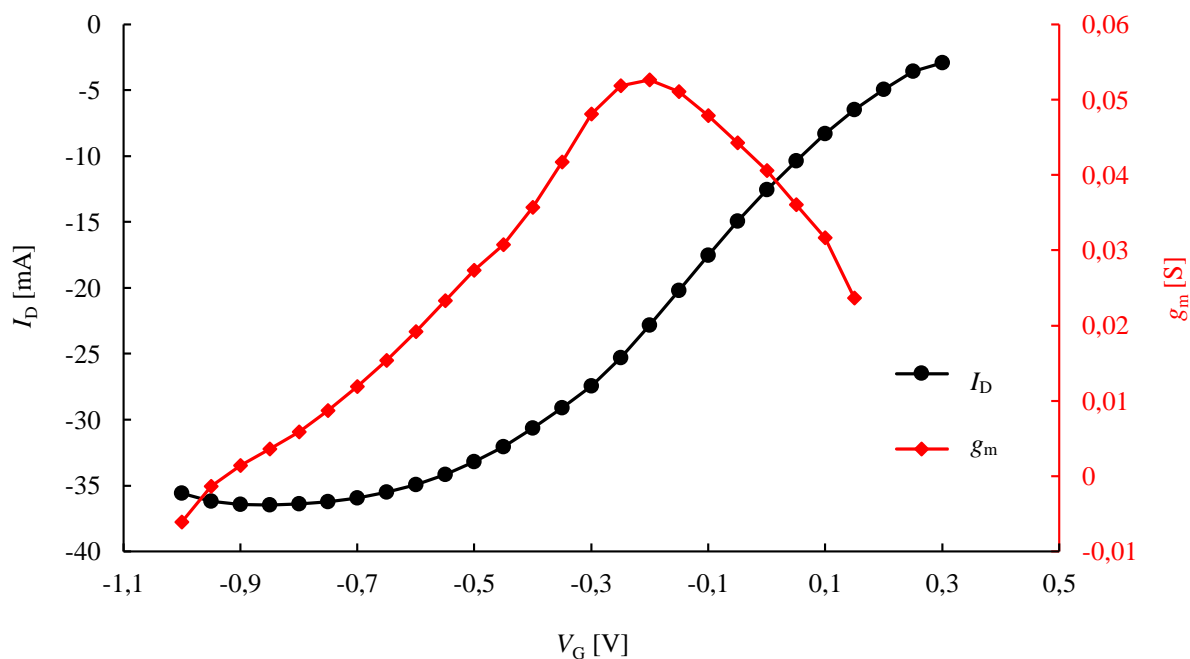
Na tisk této platformy byla použita 3D tiskárna ANYCUBIC PHOTON S používající pryskyřici vytvrzovanou UV zářením. Po dokončení tisku byla platforma ponořena na 24 hodin do isopropylalkoholu, aby došlo k vymytí nevytvrzené pryskyřice. Po uplynutí této doby byla čistá a suchá platforma vložena pod UV lampu pro závěrečné vytvrzení.

Vzorky pro novou platformu byly měřeny stejnou metodou jako výchozí 3D platforma. Výsledky měření převodních charakteristik jsou na Obr. 21. Převodní charakteristiky mají typický esovitý tvar, kdy při vysokých V_G dochází k zavírání kanálu, což značí, že v kanálu dochází k de-dopování vodivého hydrogelu a vytvořené OECT je schopné tuto změnu zaznamenat – platforma i metoda jsou tedy účinné.



Obr. 21: Převodní charakteristiky nové platformy OEET s vodivým hydrogelem a elektrolytem NaCl o koncentraci 0,5 M

Transkonduktance pro měření s novou platformou byla vypočtena podle rovnice (3). V grafu na Obr. 22 je zobrazena hodnota maximální transkonduktance a výstupní proud v závislosti na vstupním napětí vkládané na G elektrodu. Z uvedeného grafu je možno vidět, že křivka výstupního proudu má v části, kde se nachází inflexní bod strmý tvar, díky čemuž má hodnota maximální transkonduktance jasně pozorovatelné maximum.



Obr. 22: Závislost výstupního proudu a maximální transkonduktance na vstupním napětí

Z vypočtené maximální transkonduktance byl proveden přepočet na geometrické parametry stejným způsobem jako u výchozí 3D platformy. Výsledné hodnoty pro novou platformu jsou uvedeny v Tab. 2, kde jsou uvedené hodnoty maximální transkonduktance pro tři vzorky, kdy byly převodní charakteristiky pro každý vzorek měřeny třikrát – při dalších měřeních byly křivky podobné a výrazně se neměnily. Průměr maximální transkonduktance pro uvedené vzorky byl vypočten vždy ze třetí hodnoty maximální transkonduktance jednotlivých vzorků. Maximální transkonduktance byla vypočtena jako $g_m = (0,083 \pm 0,008)$ S. Následně byla z vypočteného průměru vypočtena normalizovaná transkonduktance jako $g_N = (23 \pm 5)$ S·m⁻¹.

Tab. 2: Hodnoty maximální transkonduktance pro tři vzorky, z nich vypočtený průměr a hodnota pro normalizovanou transkonduktanci

g_m [S]			průměr g_m [S]	nejistota g_m [S]	g_N [S·m ⁻¹]	nejistota g_N [S·m ⁻¹]
0,083	0,097	0,083	0,087	0,008	23	5

Nová platforma vykazuje vyšší hodnoty transkonduktance v porovnání s výchozí platformou. Je zřejmé, že hodnota normalizované transkonduktance je vyšší u nové platformy než u výchozí. To značí lepší odezvu a citlivost zařízení, především kvůli změně geometrických parametrů.

Ve výchozí platformě byla jako izolační materiál použita izolační guma, pro zamezení vytékání vodivého hydrogelu a ke stabilní konstrukci této platformy. Docházelo však k vytékání hydrogelu mimo vodivý kanál OECT, což vedlo k existenci nekontrolovaných vodivých cest, které mohly zkreslovat měření. Zároveň bylo pozorováno, že vzhledem k délce těla zlatých elektrod jejich uchycení ve výchozí platformě může při připojení vzorku k měřicí aparatuře docházet k přiblížení nebo oddálení S a D elektrod. V nové platformě byly elektrody pevně upevněny ke stěně platformy a nemohlo tak docházet k jejich posunutí či ohybu, čímž se zamezilo riziku jejich nechtěného oddalování a přibližování, byly tedy ve stále stejné vzdálenosti. Z těchto důvodů byla nová platforma vyhodnocena jako lepší pro měření elektrických vlastností vodivých hydrogelů.

Platformy použité v této práci jsou porovnány v tabulce Tab. 3. Příprava vodivého hydrogelu byla pro obě platformy totožná, do výchozí platformy byl dán ve větším objemu než do nové platformy, z důvodu rozdílných geometrických rozměrů. Uvedeny jsou také hodnoty maximální a normalizované transkonduktance s nejistotami měření, kdy je zřejmé, že hodnota normalizované transkonduktance je vyšší u nové platformy. Hodnota vypočtené nejistoty měření je vyšší, vzhledem k tomu, že naměřená nejistota pro poměr Wd/L byla poměrně vysoká.

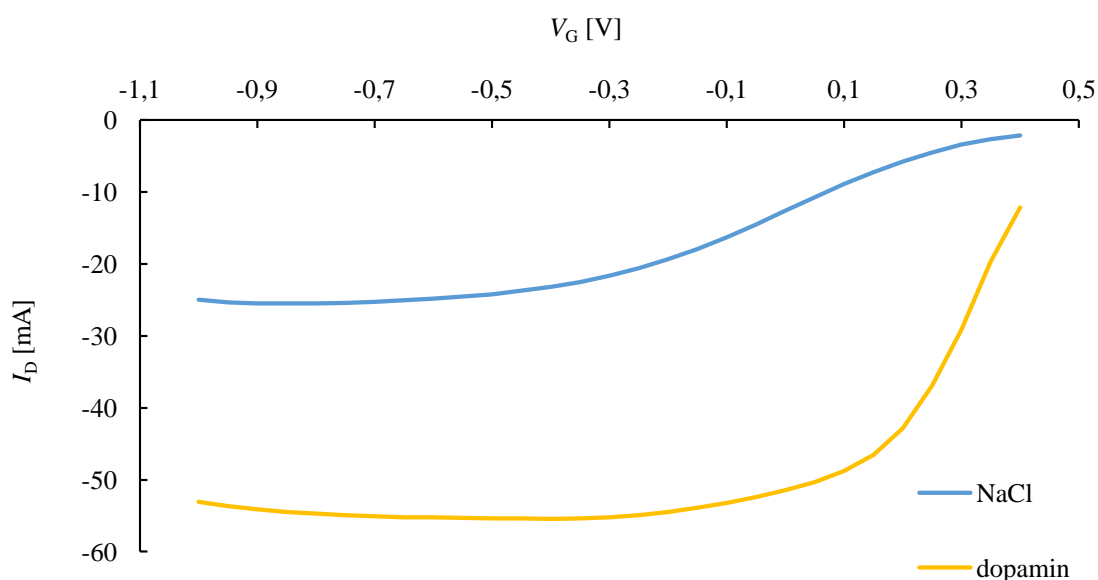
Tab. 3: Srovnání použitých platform. Uvedeny jsou hodnoty maximální transkonduktance, objemu použitého vzorku, poměr Wd/L a normalizovaná transkonduktance

platforma	g_m [S]	V [μl]	Wd/L [m]	g_N [S·m ⁻¹]
výchozí platforma	$0,141 \pm 0,005$	250	0,015	9 ± 5
nová platforma	$0,087 \pm 0,008$	90	0,004	23 ± 5

Chování 3D OECT ve styku s modelovou biologickou molekulou – dopaminem

V rámci měření převodních charakteristik byl kromě používaného elektrolytu NaCl testován také elektrolyt obsahující dopamin hydrochlorid s cílem ověřit elektrochemickou odezvu zařízení na elektroaktivní biologickou molekulu a ověřit tak aplikovatelnost systému pro reálné senzorické aplikace.

Měření převodních charakteristik pro dopamin a NaCl je znázorněno na Obr. 23, kde dopamin je zobrazen žlutě a NaCl modře. Obě charakteristiky jsou zobrazené při $V_D = -0,45$ V. Měření probíhalo následovně: do rezervoáru v přichystané platformě byl nejdříve dán nejdříve roztok NaCl o koncentraci 0,1 M a byly změřeny převodní charakteristiky. Po skončení tohoto měření byla získána charakteristika s typickým esovitým tvarem a OECT tedy měřilo dobře. Následně byl roztok NaCl odstraněn, vzorek byl promyt a do stejného vzorku byl vložen roztok dopaminu o stejné koncentraci. Z grafu je zřejmé, že dopamin měl jiný rozsah V_G než NaCl, tento vzorek je tedy nedoměřený a nelze z něj vypočítat transkonduktanci. I přes tento nedostatek ale křivky dopaminu vykazují typický tvar pro OECT, které je tedy schopno měřit i ve styku s většími biologickými molekulami, je třeba však tomu měření přizpůsobit. OECT takto není selektivní, pokud by mělo reagovat pouze na dopamin, musela by se funkcionalizovat G elektroda, elektrolyt nebo kanál.



Obr. 23: převodní charakteristiky pro roztoky dopaminu 0,1 M (žlutě) a NaCl 0,1 M (modře) při $V_D = -0,45$ V

Při měření byla pozorována červenohnědá barva, zobrazená na Obr. 24, která odpovídá tvorbě oxidovaných meziproductů. Po ukončení měření bylo zjištěno výrazné zčernání a částečné odlupování vrstvy AgCl, přičemž na povrchu elektrody vznikly černé usazeniny až chuchvalcovitého charakteru. Tento jev lze přičíst schopnosti dopaminu a jeho oxidovaných forem redukovat Ag^+ zpět na kovové Ag, což destabilizuje Ag/AgCl vrstvu a vede k jejímu

rozpadu. Tento problém by se mohl dát vyřešit výměnou G elektrody nebo změnou koncentrace dopaminu. [61]



Obr. 24: červenohnědé zbarvení vzorku po měření s dopaminem

4 ZÁVĚR

Aplikace vodivých hydrogelů v bioelektronických zařízeních je intenzivně se rozvíjející oblast, zatím ale chybí způsoby, jak je správně charakterizovat. OECT je k tomu ideální zařízení, protože hydrogel je zde měřen v prostředí vodného elektrolytu – ten nejenže zamezuje vysychání hydrogelu, ale především umožňuje elektrickou charakterizaci tohoto materiálu ve fyziologicky relevantním vodném prostředí. OECT jsou zatím ale převážně pouze tenkovrstvé a pro hydrogely je tedy potřeba stávající geometrii a způsob měření upravit. Cílem této práce bylo připravit a optimalizovat platformu pro charakterizaci elektrických vlastností vodivých hydrogelů, a připravit tak funkční bioelektronické zařízení, které by sloužilo jako modelová aplikace pro připravené vodivé hydrogely a pomocí něhož by bylo zároveň možné určit některé klíčové parametry, jako je transkonduktance určující účinnost zařízení, ale i použitých materiálů pro reálné aplikace v oblasti organické bioelektroniky.

Na výchozí 3D platformě byly nejprve identifikovány její nedostatky měřením převodních charakteristik. Tyto nedostatky byly následně aplikovány na návrh a přípravu nové platformy. Začínalo se měřením s méně koncentrovaným roztokem elektrolytu NaCl, který byl nahrazen koncentrovanějším roztokem NaCl, což se ukázalo jako účinná změna, která vedla k lepším a reprodukovatelnějším výsledkům. Na rozdíl od tenkých vrstev, používaných pro bioelektroniku, má hydrogel podstatně tlustší trojdimenzionální strukturu a je tedy potřeba více iontů, aby došlo k de-dopování kanálu. Jako negativum koncentrovanějšího roztoku se ukázalo, že při styku tohoto elektrolytu s hradlovou elektrodou docházelo k zakalení roztoku, což může indikovat nežádoucí interakce mezi elektrolytem a elektrodou. Zákal vzniká pouze při prvním styku elektrody, elektrolytu a hydrogelu, jeho vznik by tedy mohl být spojen s vyplavením velkého množství PSS- nebo DBS- iontů z hydrogelu. Je možné se jej účinně zbavit výměnou elektrolytu.

S cílem vyzkoušet, co přinese zvětšení povrchu G elektrody, bylo měřeno s hradlovými elektrodami pokrytými vrstvou PEDOT:PSS. Tento pokus se ukázal jako neúspěšný bez pozorování výrazného zlepšení oproti měření s původními hradlovými elektrodami. Nadále se tedy pokračovalo s původními hradlovými elektrodami. Výraznou pozitivní změnu ale způsobila změna získávání dat. Data byla získávána šetrnější metodou. Nejdříve bylo zjištěno bezpečné rozmezí napětí pro měření daného vzorku pomocí výstupních charakteristik a dále bylo vkládané napětí zvyšováno postupně. Díky postupnému zvyšování nedocházelo k velkým výkyvům proudu na vzorku způsobujícím jeho nevratné poškození. Následné zpomalení měření přispělo k lepším výsledkům, protože oproti tenkým vrstvám se ionty v hydrogelu z důvodu jeho většího objemu pohybují pomaleji a musí urazit větší vzdálenost.

Měření převodních charakteristik ve výchozích experimentech spočívalo v aplikaci vysokého záporného napětí na hradlovou elektrodu a následný přechod do vyššího kladného napětí. Náhlé vložení vysokého napětí může mít za následek poškození vzorku. Z těchto důvodů byla upravena metoda měření převodních charakteristik spočívající v postupném zvyšování vkládaného napětí v předem zjištěném bezpečném rozsahu měření. Měření bylo také zpomaleno, což přispělo k dosažení lepších výsledků.

Při měření impedance výchozí platformy bylo zjištěno, že prázdná platforma má vyšší impedanci a tedy menší vodivost než platforma s hydrogelem. Platforma bez hydrogelu je sice méně vodivá, ale vzhledem k absenci vodivého hydrogelu mezi S a D elektrodou by neměla být vodivá vůbec. Problém byl zřejmě v použití izolační gumy, která byla použita jako spojovací materiál této platformy. Při aplikaci hydrogelu do výchozí platformy docházelo k mírnému vytečení hydrogelu do části se špuntem, ještě než došlo ke gelaci, což mělo za následek, že platforma byla vodivá i v této části. Řešení bylo v použití vosku, který v nové platformě nahradil izolační gumu jako spojovací materiál. Při porovnání transkonduktance obou platform byla normalizovaná transkonduktance vyšší u nové platformy díky optimalizaci této platformy v provedených experimentech. V experimentech byly optimalizovány i další nedostatky výchozí platformy, jako větší množství vzorku a nekontrolovatelná vzdálenost mezi S a D elektrodou.

Aby byla ověřena funkčnost OECT ve styku s biologickými molekulami, byl proveden test, při kterém byl běžně používaný elektrolyt (NaCl) nahrazen roztokem dopaminu. OECT s dopaminem v platformě bylo funkční, pro výpočet transkonduktance by však bylo potřeba upravit rozsah měření. Během měření došlo k červenohnědému zbarvení roztoku dopaminu, kdy mohlo docházet k oxidaci dopaminu.

V této práci byla úspěšně optimalizována platforma pro OECT. V experimentech byly zjištěny klíčové nedostatky výchozí platformy. Na základě těchto zjištění byla vytvořena nová konstrukce platformy, která prokázala vyšší mechanickou i elektrickou stabilitu, a zároveň umožnila spolehlivé měření i v přítomnosti větších biologických molekul. Vylepšené uspořádání rovněž efektivně zabránilo úniku vodivého materiálu mimo definovaný kanál a nevhodným interakcím s konstrukčními materiály. Jako aktivní vodivý kanál je využit vodivý hydrogel, – materiál, který je předmětem mnoha studií, protože oproti běžně používaným tenkým vrstvám hydrogely lépe napodobují vlastnosti měkkých tkání. Pro budoucí aplikace by bylo žádoucí zmenšit délku kanálu tak, aby hlavy odtokové a zdrojové elektrody byly co nejbližší. Dále je možné zaměřit se na selektivitu interakcí použitého PEDOT:PSS s elektrolyty – tento hydrogel není selektivní, a proto pokud by tedy selektivita byla vyžadována, muselo by dojít k úpravě kanálu nebo G elektrody.

5 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] YUK, Hyunwoo, Baoyang LU a Xuanhe ZHAO. Hydrogel bioelectronics. *Chemical Society Reviews* [online]. 2019, **48**(6), 1642-1667 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1039/C8CS00595H>
- [2] MALEČKOVÁ, Romana. *Nové organické polovodiče pro bioelektroniku*. Brno, 2020.
- [3] BAROLD, S. Willem Einthoven and the Birth of Clinical electrocardiography a Hundred Years Ago. *Cardiac electrophysiology* [online]. 2003, **7**(1), 99-104 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: [doi:doi.org/10.1023/a:1023667812925](https://doi.org/10.1023/a:1023667812925)
- [4] PATEL, Taral, Jie HUANG a Katarzyna KRUKIEWICZ. Multifunctional organic monolayer-based coatings for implantable biosensors and bioelectronic devices: Review and perspectives: Review and perspectives. *Biosensors and Bioelectronics: X* [online]. 2023 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: [doi:doi.org/10.1016/j.biosx.2023.100349](https://doi.org/10.1016/j.biosx.2023.100349)
- [5] KLONOFF, David C, David AHN a Andjela DRINCIC. Continuous glucose monitoring: A review of the technology and clinical use: A review of the technology and clinical use. *Diabetes research and clinical practice* [online]. 2017, 178–192 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: [doi:doi.org/10.1016/j.diabres.2017.08.005](https://doi.org/10.1016/j.diabres.2017.08.005)
- [6] ŠTECHOVÁ, Kateřina. Léčba inzulinovou pumpou. *Interní medicína pro praxi*. 2013, **15**(2), 64-68.
- [7] MACHOVÁ, Martina. *Kochleární implantát a jeho uživatel*. Praha, 2015.
- [8] DI LORENZO, M. Microbial Electrochemical and Fuel Cells. *Woodhead Publishing* [online]. 2016, 341-356 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-1-78242-375-1.00011-3>
- [9] BÍLKOVÁ, Zuzana. *(Bio)senzory pro sledování hormonálně aktivních látek (endokrinních disruptorů) v prostředí*. Brno, 2011. Dostupné také z: https://is.muni.cz/th/appyp/bakalarska_prace_konecna_verze.pdf
- [10] HALEEM, Abid, Mohd JAVAID, Ravi Pratap SINGH, Rajiv SUMAN a Shanay RAB. Biosensors applications in medical field: A brief review. *Sensors International* [online]. 2021, **2** [cit. 2025-05-21]. ISSN 26663511. Dostupné z: [doi:10.1016/j.sintl.2021.100100](https://doi.org/10.1016/j.sintl.2021.100100)
- [11] KAUSHAL, Jyoti Bala, Pratima RAUT a Sanjay KUMAR. Organic Electronics in Biosensing: A Promising Frontier for Medical and Environmental Applications: A Promising Frontier for Medical and Environmental Applications. *Biosensors* [online]. 2023, **13**(11), 976 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/bios13110976>

- [12] FU, Fanfan, Jilei WANG, Hongbo ZENG a Jing YU. Functional Conductive Hydrogels for Bioelectronics. *ACS Materials Letters* [online]. 2020, **2**(10), 1287-1301 [cit. 2025-05-21]. ISSN 2639-4979. Dostupné z: doi:10.1021/acsmaterialslett.0c00309
- [13] DYKMAN, Lev a Nikolai KHLEBTSOV. Gold nanoparticles in biomedical applications: recent advances and perspectives: recent advances and perspectives. *Chemical Society Reviews* [online]. 2012, 2256-2282 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: doi:10.1039/C1CS15166E
- [14] LU, Nianduan, Ling LI, Di GENG a Ming LIU. A review for polaron dependent charge transport in organic semiconductor. *Organic Electronics* [online]. 2018, 223-234 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1566119918302751>
- [15] RIVNAY, Jonathan, Róisín M OWENS a George M MALLIARAS. The Rise of Organic Bioelectronics. *Chemistry of Materials* [online]. 2014, **26**(1), 679-685 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/cm4022003>
- [16] FAHLMAN, Matts, Simone FABIANO, Viktor GUESKINE, Daniel SIMON, Magnus BERGGREN a Xavier CRISPIN. Interfaces in organic electronics. *Nature Reviews Materials* [online]. 2019, **4**(10), 627-650 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/s41578-019-0127-y>
- [17] MARKOVÁ, Aneta. *Vývoj senzorické platformy pro studium fyziologických funkcí buněk*. Brno, 2018.
- [18] LV, Renliang, Yinyi SUN, Fengyuan YU a Hongbin ZHANG. Fabrication of poly(3,4-ethylenedioxythiophene)-polysaccharide composites. *Journal of Applied Polymer Science* [online]. 2012, **124**(1), 855-863 [cit. 2025-05-21]. ISSN 0021-8995. Dostupné z: doi:10.1002/app.35117
- [19] MOLINO, P. J., L. GARCIA, E. M. STEWART, M. LAMAZE, B. ZHANG, A. R. HARRIS, P. WINBERG a G. G. WALLACE. PEDOT doped with algal, mammalian and synthetic dopants: polymer properties, protein and cell interactions, and influence of electrical stimulation on neuronal cell differentiation. *Biomaterials Science* [online]. 2018, **6**(5), 1250-1261 [cit. 2025-05-21]. ISSN 2047-4830. Dostupné z: doi:10.1039/C7BM01156C
- [20] BIHAR, Eloïse, Timothée ROBERTS, Yi ZHANG, et al. Fully printed all-polymer tattoo/textile electronics for electromyography. *Flexible and Printed Electronics* [online]. 2018, **3**(3) [cit. 2025-05-21]. ISSN 2058-8585. Dostupné z: doi:10.1088/2058-8585/aadb56
- [21] GONG, Shu, Yan LU, Jialiang YIN, Arie LEVIN a Wenlong CHENG. Materials-Driven Soft Wearable Bioelectronics for Connected Healthcare. *Chemical reviews*

- [online]. 2024, **124**(2), 455–553 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.3c00502>
- [22] FRÁNA, Zdeněk. *Současný stav vývoje organických elektrochemických tranzistorů a jejich možná aplikace: bakalářská práce*. Plzeň, 2021.
- [23] ZHU, Zihan, Yuncong PANG, Yang LI, et al. The Rising of Flexible Organic Electrochemical Transistors in Sensors and Intelligent Circuits. *ACS Nano* [online]. 2025, **19**(4), 4084-4120 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsnano.4c12892>
- [24] PIRO, Benoît, Giorgio MATTANA, Samia ZRIG, Guillaume ANQUETIN, Nicolas BATTAGLINI, Dany CAPITAO, Antoine MAURIN a Steeve REISBERG. Fabrication and Use of Organic Electrochemical Transistors for Sensing of Metabolites in Aqueous Media. *Applied Sciences* [online]. 2018, **8**(6) [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/2076-3417/8/6/928>
- [25] RIVNAY, Jonathan, Sahika INAL, Alberto SALLEO, ROisín M. OWENS, Magnus BERGGREN a George M MALLIARAS. Organic electrochemical transistors. *Nature Reviews Materials* [online]. 2018, **3**(2) [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/2076-3417/8/6/928>
- [26] AHMED, Enas M. Hydrogel: Preparation, characterization, and applications: A review. *Journal of Advanced Research* [online]. 2015, **6**(2), 105-121 [cit. 2025-05-21]. ISSN 20901232. Dostupné z: doi:10.1016/j.jare.2013.07.006
- [27] LIN, Chien-Chi a Andrew T. METTERS. Hydrogels in controlled release formulations: Network design and mathematical modeling. *Advanced Drug Delivery Reviews* [online]. 2006, **58**(12-13), 1379-1408 [cit. 2025-05-21]. ISSN 0169409X. Dostupné z: doi:10.1016/j.addr.2006.09.004
- [28] ROHRER, Patrik. *Hydrogely na bázi biodegradabilních polymerů*. Zlín, 2013.
- [29] SLAUGHTER, Brandon V., Shahana S. KHURSHID, Omar Z. FISHER, Ali KHADEMHOSEINI a Nicholas A. PEPPAS. Hydrogels in Regenerative Medicine. *Advanced Materials* [online]. 2009, **21**(32-33), 3307-3329 [cit. 2025-05-21]. ISSN 0935-9648. Dostupné z: doi:10.1002/adma.200802106
- [30] BUENGER, Daniel, Fuat TOPUZ a Juergen GROLL. Hydrogels in sensing applications. *Progress in Polymer Science* [online]. 2012, **37**(12), 1678-1719 [cit. 2025-05-21]. ISSN 00796700. Dostupné z: doi:10.1016/j.progpolymsci.2012.09.001
- [31] BAYEROVÁ, Zuzana. *Cílená modifikace transportních a strukturních vlastností biomedicínských hydrogelů*. Brno, 2021.

- [32] BARBUCCI, Rolando. *Hydrogels* [online]. Milano: Springer Milan, 2009 [cit. 2025-05-21]. ISBN 978-88-470-1103-8. Dostupné z: doi:10.1007/978-88-470-1104-5
- [33] SHINDE, Ujwala A a Mangal S NAGARSENKER. Characterization of gelatin-sodium alginate complex coacervation system. *Indian Journal of Pharmaceutical Sciences* [online]. 2009, **71**(3), Indian Journal of Pharmaceutical Sciences [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: doi:doi: 10.4103/0250-474X.56033
- [34] LOSERTOVIÁ, Monika. *Progresivní materiály* [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2012 [cit. 2025-05-21]. ISBN 978-80-248-2575-5.
- [35] HALIMA, Nihed Ben. Poly(vinyl alcohol): review of its promising applications and insights into biodegradation: review of its promising applications and insights into biodegradation. *RSC Advances* [online]. 2016, **46**(6), 39823-39832 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1039/C6RA05742J>
- [36] SIKDAR, Partha P, Md Mazbah UDDIN, Tanvir M DIP, Shafigul ISLAM, Md Saigul HOQUE, Avik K DHAR a Shuangyan WU. Recent advances in the synthesis of smart hydrogels. *Materials Advances* [online]. 2021, **2**(14), 4532-4573 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/D1MA00193K>
- [37] TRUDIČOVÁ, Monika. *Komplexní strukturní charakterizace semi-interpenetrovaných biopolymerních hydrogelů*. Brno, 2018.
- [38] KALETOVÁ, Kateřina. *Příprava a charakterizace hydrogelových struktur pro biomedicínální použití*. Praha, 2019.
- [39] ANNABI, Nasim, Ali TAMAYOL, Jorge Alfredo UQUILLAS, et al. 25th Anniversary Article: Rational Design and Applications of Hydrogels in Regenerative Medicine. *Advanced Materials* [online]. 2014, **26**(1), 85-124 [cit. 2025-05-21]. ISSN 0935-9648. Dostupné z: doi:10.1002/adma.201303233
- [40] GIBAS, Iwona, Helena JANIK, Omar Z FISHER, Ali KHADEMHOSEINI a Nicholas A PEPPAS. Review: Synthetic Polymer Hydrogels for Biomedical Applications: Synthetic Polymer Hydrogels for Biomedical Applications. *Chem. Chem. Technol* [online]. 2010, **4**(12), 297-304 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: doi:10.23939/chcht04.04.297
- [41] MOKREJŠ, Pavel a Ferdinand LANGMAIER. *Aplikace přírodních polymerů*. Zlín: Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, 2008. ISBN 978-80-7318-674-6.
- [42] MRÁZOVÁ, Romana. Nové typy krytí ran: novinky, použití, aplikace: novinky, použití, aplikace. *Dermatologie pro praxi*. 2014, **8**(1), 29-32.
- [43] BALMAYOR, Elisabeth Rosado, Helena Sepulveda AZEVEDO a Rui L. REIS. *Controlled Delivery Systems: From Pharmaceuticals to Cells and Genes: From*

- Pharmaceuticals to Cells and Genes. *Pharmaceutical Research* [online]. 2011, **28**, 1241-1258 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: doi:10.1007/s11095-011-0392-y
- [44] PILLAI, Omathanu a Ramesh PANCHAGNULA. Polymers in drug delivery. *Current Opinion in Chemical Biology* [online]. 2001, **5**(4), 447-451 [cit. 2025-05-21]. ISSN 1367-5931. Dostupné z: doi:10.1016/S1367-5931(00)00227-1
- [45] JELÍNKOVÁ, Eva. *Polymerní systémy pro řízené uvolňování a cílenou dopravu léčiv*. Zlín, 2013.
- [46] TOMLINS, Paul. Characterisation and Design of Tissue Scaffolds. *Woodhead Publishing* [online]. 2016, 1-21 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781782420873000018>
- [47] ZHU, Tianxue, Yimeng NI, Gill M. BIESOLD, et al. Recent advances in conductive hydrogels: classifications, properties, and applications. *Chemical Society Reviews* [online]. 2023, **52**(2), 473-509 [cit. 2025-05-21]. ISSN 0306-0012. Dostupné z: doi:10.1039/D2CS00173J
- [48] LÖVENICH, Wilfried. PEDOT-properties and applications. *Polymer Science Series C* [online]. 2014, 135-143 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1134/S1811238214010068>
- [49] SUN, Kuan, Shupeng ZHANG, Pengcheng LI, Yijie XIA, Xiang ZHANG, Donghe DU, Furkan H ISIKGOR a Jianyong OUYANG. Review on application of PEDOTs and PEDOT:PSS in energy conversion and storage devices: PSS in energy conversion and storage devices. *Journal of Materials Science: Materials in Electronics* [online]. 2015, **26**(7), 1-25 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: doi:10.1007/s10854-015-2895-5
- [50] HE, Hao, Lei ZHANG, Shizhong YUE, Suzhu YU, Jun WEI a Jianyong OUYANG. Enhancement in the Mechanical Stretchability of PEDOT: PSS Films by Compounds of Multiple Hydroxyl Groups for Their Application as Transparent Stretchable Conductors. *Macromolecules* [online]. 2021, **54**(3), 1234-1242 [cit. 2025-05-21]. ISSN 0024-9297. Dostupné z: doi:10.1021/acs.macromol.0c02309
- [51] LI, Jinhao, Jie CAO, Baoyang LU a Guoying GU. 3D-printed PEDOT:PSS for soft robotics: PSS for soft robotics. *Nature Reviews Materials* [online]. 2023, **8**(9), 604-622 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41578-023-00587-5>
- [52] REYNOLDS, Madelyn, Lindsay M. STOY, Jindi SUN, Prince Emmanuel OPOKU AMPONSAH, Lin LI, Misael SOTO a Shang SONG. Fabrication of Sodium Trimetaphosphate-Based PEDOT:PSS Conductive Hydrogels: PSS Conductive Hydrogels. *Gels* [online]. 2024, **10**(2) [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/gels10020115>

- [53] YAO, Xue, Sufeng ZHANG, Ning WEI, Liwei QIAN a Sergiu COSERI. Cellulose-Based Conductive Hydrogels for Emerging Intelligent Sensors. *Advanced Fiber Materials* [online]. 2024, **5**(6), 1256–1305 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s42765-024-00418-4>
- [54] HU, Lin, Jiaying SONG, Xinxing YIN, Zhen SU a Zaifang LI. Research Progress on Polymer Solar Cells Based on PEDOT:PSS Electrodes: PSS Electrodes. *Polymers* [online]. 2020, **12**(1) [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/polym12010145>
- [55] ZHANG, Shiming, Yihang CHEN, Hao LIU, et al. Temperature-Formed PEDOT:PSS Hydrogels Enable Injectable, Soft, and Healable Organic Bioelectronics: PSS Hydrogels Enable Injectable, Soft, and Healable Organic Bioelectronics. *Advanced materials* [online]. 2020, **32**(1) [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adma.201904752>
- [56] MUSGROVE, Hannah B., Megan A. CATTERTON a Rebecca R. POMPANO. Applied tutorial for the design and fabrication of biomicrofluidic devices by resin 3D printing. *Analytica Chimica Acta* [online]. 2022 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.aca.2022.339842>
- [57] MISSALE, C, S R NASH, S W ROBINSON, M JABER a M G CARON. Dopamine receptors: from structure to function: from structure to function. *Physiological reviews* [online]. 1998, **78**(1), 189–225 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/physrev.1998.78.1.189>
- [58] MALEČKOVÁ, Romana, Šárka TŮMOVÁ, Petr SMÍSITEL, et al. Novel conductive PEDOT:DBSA hydrogels with tuneable properties for bioelectronics: DBSA hydrogels with tuneable properties for bioelectronics. *Materials Advances* [online]. 2025, **6**(4), 1278-1287 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1039/D4MA00987H>
- [59] LISDAT, F. a D. SCHÄFER. The use of electrochemical impedance spectroscopy for biosensing. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*. 2008, **391**(5), 1555-1567. ISSN 1618-2650. Dostupné z: [doi:10.1007/s00216-008-1970-7](https://doi.org/10.1007/s00216-008-1970-7)
- [60] ARTHUR, Joshua N., Samantha BURNS, Cameron M. COLE, Quinlan T. BARTHELME a Soniya D. YAMBEM. PEDOT:PSS hydrogel gate electrodes for OTFT sensors: PSS hydrogel gate electrodes for OTFT sensors. *Journal of Materials Chemistry C*. The Royal Society of Chemistry, 2022, **10**(37), 13964-13973. ISSN 2050-7526. Dostupné z: [doi:10.1039/D2TC01096H](https://doi.org/10.1039/D2TC01096H)
- [61] ZHANG, Xiao-Ping, Wei SUN, Shuo-Hui CAO, Wen-Long JIANG, Hao PENG, Shu_Hui CAI a Zhong CHEN. NMR Spectroelectrochemistry in Studies of Dopamine Oxidation. *Japan Science and Technology Agency* [online]. 2020, **88**(3), 200-204 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: [10.5796/electrochemistry.19-00083](https://doi.org/10.5796/electrochemistry.19-00083)

[62] ZHENG, Guanglou, Rajan SHANKARANG, Mehmet A. ORGUN, Li QIAO a Kastif SALEEM. Ideas and Challenges for Securing Wireless Implantable Medical Devices: A Review: A Review. *IEEE Sensors Journal* [online]. 2017, **17**(3), 562-576 [cit. 2025-05-21]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7762804>

6 SEZNAM ZKRATEK A SYMBOLŮ

Ag ⁺	stříbrný ion
AgCl	chlorid stříbrný
Ag	stříbro
Ag/AgCl	chloridostříbrná elektroda
<i>C</i>	kapacita kanálu na jednotku objemu
CGM	kontinuální monitor glukózy
CMC	kritická micelární koncentrace
CONH	sekundární amidová skupina
CONH ₂	primární amidová skupina
COOH	karboxylová skupina
D	odtoková elektroda
<i>d</i>	tloušťka kanálu
DBSA	kyselina dodecylbenzensulfonová
<i>E</i>	Youngův modul pružnosti
EKG	elektrokardiogram
<i>f</i>	frekvence
G	hradlová elektroda
<i>g_m</i>	transkonduktance
<i>g_N</i>	normalizovaná transkonduktance
GOPS	(3-glycidioxypropyl)trimethoxysilan
HA	kyselina hyaluronová
<i>I_D</i>	proud procházející odtokovou elektrodou
KCl	chlorid draselný
<i>L</i>	délka vodivého kanálu OECT
NaCl	chlorid sodný
OECT	organický elektrochemický tranzistor
OH	hydroxylová skupina
OP	organický polovodič
PANI	polyanilin
PBS	fosfátový pufr
PEDOT	poly(3,4-ethylendioxythiofen)
PEDOT:PSS	poly(3,4-ethylendioxythiofen) polystyrensulfonát
PEG	polyethylenglykol
PET	polyethylentereftalát
pH	vodíkový exponent
PP	polypropylen
PSS	polystyrensulfonát
S	zdrojová elektroda
SO ₃ H	sulfonová skupina
<i>μ</i>	pohyblivost iontů nosičů náboje

V	objem
V_D	prahové napětí
V_G	hradlové napětí
W	šířka vodivého kanálu
Z	impedance