



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA CHEMICKÁ

FACULTY OF CHEMISTRY

## ÚSTAV FYZIKÁLNÍ A SPOTŘEBNÍ CHEMIE

INSTITUTE OF PHYSICAL AND APPLIED CHEMISTRY

# STUDIUM POVRCHOVÝCH VLASTNOSTÍ TENKÉ VRSTVY PEDOT:DBSA

STUDY OF SURFACE PROPERTIES OF PEDOT:DBSA THIN FILM

## DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

## AUTOR PRÁCE

AUTHOR

**Bc. Boris Bellan**

## VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

**Ing. Šárka Tumová, Ph.D.**

**BRNO 2023**

## Zadání diplomové práce

Číslo práce: FCH-DIP1838/2022 Akademický rok: 2022/23  
Ústav: Ústav fyzikální a spotřební chemie  
Student: **Bc. Boris Bellan**  
Studijní program: Chemie pro medicínské aplikace  
Studijní obor: Procesy a materiály medicínských aplikací  
Vedoucí práce: **Ing. Šárka Tumová, Ph.D.**

### Název diplomové práce:

Studium povrchových vlastností tenké vrstvy PEDOT:DBSA

### Zadání diplomové práce:

- 1) Rešerše na téma vhodných povrchových vlastností tenkých vrstev organických polovodičů pro aplikace v bioelektronice a možnosti úpravy těchto vlastností
- 2) Studium povrchových vlastností materiálu PEDOT:DBSA s důrazem na drsnost povrchu a hydrofilitu. Na základě rešerše zvolení vhodných postupů pro optimalizaci těchto vlastností vzhledem k aplikaci v bioelektronice, a to zejména jako nosič buněčných membrán
- 3) Studium vlivu zvolených postupů na výsledné povrchové vlastnosti tenkých vrstev PEDOT:DBSA
- 4) Zhodnocení dosažených výsledků a posouzení vhodnosti optimalizovaných tenkých vrstev pro aplikaci v bioelektronice, zejména jako nosiče buněčných membrán

### Termín odevzdání diplomové práce: 8.5.2023:

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

-----  
Bc. Boris Bellan  
student

Ing. Šárka Tumová, Ph.D.  
vedoucí práce

prof. Ing. Miloslav Pekař, CSc.  
vedoucí ústavu

V Brně dne 1.2.2023

-----  
prof. Ing. Michal Veselý, CSc.  
děkan

## **ABSTRAKT**

Táto diplomová práca sa zaoberá analýzou povrchových vlastností s dôrazom na drsnosť povrchu a hydrofilitu tenkých vrstiev pripravených z čistých a modifikovaných organických konjugovaných polymérov na báze poly(3,4-etyléndioxytiofénu) (PEDOT) z hľadiska ich potencionálneho využitia v bioelektronických aplikáciach. Hlavným predmetom práce bola povrchová analýza materiálu poly(3,4-etyléndioxytiofén):poly(dodecylbenzosulfonát) (PEDOT:DBSA) a ďalej bol pozorovaný vplyv prídavku sekundárnych dopantov ako (3-glycidylxypropyl)trimetoxysilánu (GOPS), etylénglykolu (EG) a dodecylbenzosulfonovej kyseliny (DBSA) na zmenu povrchových vlastností polyméru PEDOT:DBSA, s cieľom pripraviť materiál s optimalizovanými povrchovými vlastnosťami pre bioelektronické aplikácie. V prvej časti experimentálnej činnosti bola skúmaná povrchová energia tenkých vrstiev pomocou stanovenia kontaktných uhlov. V druhej časti práce boli pozorované a porovnané morfológické vlastnosti povrchov pripravených tenkých vrstiev pomocou mikroskopie atomárnych síl (AFM), skenovacej elektrónovej mikroskopie (SEM) a profilometrie.

## **ABSTRACT**

This master's thesis deals with the analysis of surface properties, with an emphasis on surface roughness and hydrophilicity of thin films prepared from pure and modified organic conjugated polymers based on poly(3,4-ethylenedioxythiophene) (PEDOT) for their potential use in bioelectronic applications. The main subject of the work was the surface analysis of the material poly(3,4-ethylenedioxythiophene):poly(dodecylbenzenesulfonate) (PEDOT:DBSA), and the influence of secondary dopants such as (3-glycidylxypropyl)trimethoxysilane (GOPS), ethylene glycol (EG), and dodecylbenzenesulfonic acid (DBSA) on the change of surface properties of the PEDOT:DBSA polymer was also observed, with the aim of preparing a material with optimized surface properties for bioelectronic applications. In the first part of the experimental work, the surface energy of thin films was investigated by determining contact angles. In the second part of the work, the morphological properties of the surfaces of the prepared thin films were observed and compared using atomic force microscopy (AFM), scanning electron microscopy (SEM), and profilometry.

## **KLÚČOVÉ SLOVÁ**

Polovodivé polyméry, poly(3,4-etyléndioxytiofén):poly(dodecylbenzosulfonát), poly(3,4-etyléndioxytiofén):poly(styren sulfonát), povrchová analýza, hydrofilita

## **KEY WORDS**

Semiconducting polymers, poly(3,4-ethylenedioxythiophene):dodecylbenzenesulfonic acid, poly(3,4-ethylenedioxythiophene):poly(styrene sulfonate), surface analysis, hydrofobicity

BELLAN, Boris. *Studium povrchových vlastností tenké vrstvy PEDOT:DBSA*. Brno, 2023. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/149851>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta chemická, Ústav fyzikální a spotřební chemie. Vedoucí práce Šárka Tumová.

## **PREHLÁSENIE**

Prehlasujem, že som diplomovú prácu vypracoval samostatne a že všetky použité literárne zdroje som správne a úplne citoval. Diplomová práca je z hľadiska obsahu majetkom Fakulty chemickej VUT v Brne a môže byť využitá ku komerčným účelom len so súhlasom vedúceho diplomovej práce a dekana FCH VUT

.....  
podpis študenta

## **POĎAKOVANIE**

Na tomto mieste by som rád poďakoval vedúcemu práce Ing. Šárke Tumovej Ph.D. za odborné vedenie, cenné rady, trpezlivosť a predovšetkým venovaný čas. Ďalej by som rád poďakoval všetkým členom rodiny, priateľke a najbližším priateľom za podporu a zázemie, ktoré mi počas môjho štúdia vytvorili.

Bc. Boris Bellan

# OBSAH

1	Úvod .....	6
2	Teoretická časť .....	7
2.1	Využitie bioelektroniky pre medicínske aplikácie .....	7
2.2	Biomateriály vhodné pre bioelektronické zariadenia .....	8
2.2.1	Organické konjugované polyméry .....	10
2.2.2	Poly(3,4-etyléndioxytiofén) (PEDOT) .....	13
2.2.3	Úprava povrchových vlastností konjugovaných polymérov .....	15
2.3	Štúdium povrchových vlastností konjugovaných polymérov .....	19
2.3.1	Charakteristika voľnej povrchovej energie .....	19
2.3.2	Charakteristika morfológických vlastností tenkých vrstiev .....	20
3	Experimentálna časť .....	23
3.1	Cieľ experimentálnej činnosti .....	23
3.2	Použité materiály .....	24
3.3	Príprava vzorkov .....	25
3.4	Postup merania .....	25
3.4.1	Stanovenie voľnej povrchovej energie pomocou kontaktného uhla .....	25
3.4.2	Skenovacia elektrónová mikroskopia .....	26
3.4.3	Mikroskopia atomárnych síl .....	26
3.4.4	Profilometria .....	26
3.5	Výsledky a diskusia .....	27
3.5.1	Povrchová energia a hydrofilita .....	27
3.5.2	Morfologická analýza pomocou AFM .....	28
3.5.3	Morfologická analýza pomocou SEM .....	31
3.5.4	Drsnosť povrchu .....	31
4	Záver .....	33
5	Zoznam použitej literatúry .....	35
6	Zoznam skratiek a Symbolov .....	46
	Prílohy .....	47

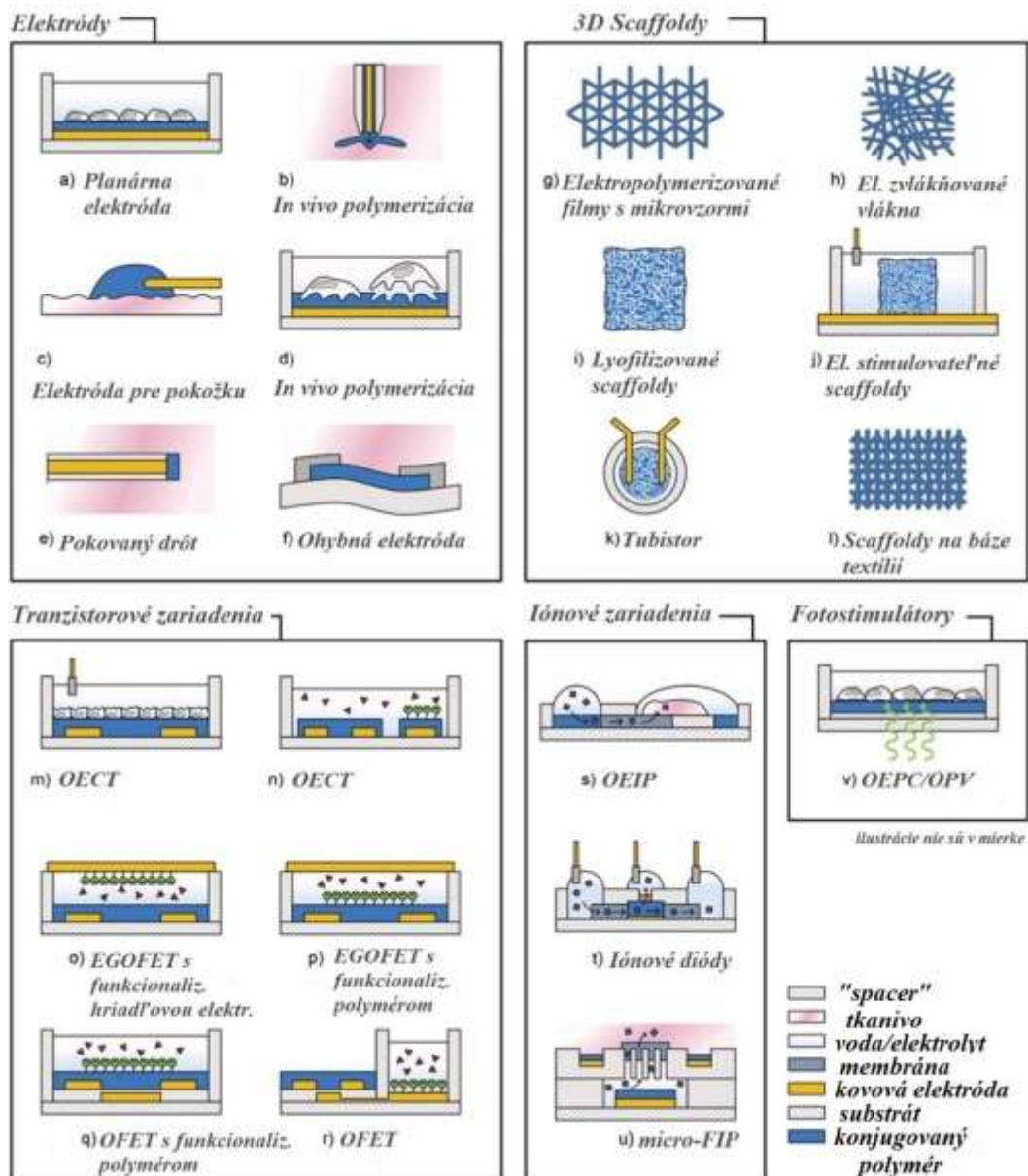
# 1 ÚVOD

Bioelektronika je multidisciplinárna oblasť, ktorá kombinuje oblasti biológie, elektroniky, fyziky a chémie na vývoj nových technológií pre interakciu s biologickými systémami. Cieľom bioelektroniky je vytvoriť biokompatibilné elektronické zariadenia ktoré sú v priamom kontakte so živými systémami, ako napríklad s bunkami, tkanivami a orgánmi živého organizmu a dokážu snímať, stimulovať a kontrolovať biologické procesy na bunkovej a molekulárnej úrovni. Široké spektrum nových organických materiálov viedlo k technologickému rozvoju v rôznorodých oblastiach bioelektroniky. Spomedzi rôznych typov organických molekúl si v tejto oblasti získavajú pozornosť konjugované polyméry vďaka svojim zaujímavým materiálovým vlastnostiam, ako je napríklad ich vynikajúca elektrická a iónová vodivosť, biologicky relevantná mechanická flexibilita a ich nenáročná chemická modifikácia. Pomocou kombinácií spomínaných vlastností je možné dosiahnuť kvalitné prepojenie konjugovaných polymérov so živými systémami, ktoré je kľúčové pre výkon a citlivosť bioelektronického zariadenia. Kvalitné spojenie živého systému s konjugovaným polymérom implementovaným v bioelektronickom zariadení minimalizuje riziko poškodenia tkaniva a vyvolania zápalovej reakcie. Dnes sa konjugované polyméry používajú v širokom rozsahu bioelektronických zariadení ktoré interagujú s bunkami [1]. Tieto zariadenia možno použiť na stimuláciu a snímanie správania buniek a tkanív, ale aj na monitorovanie rôznych biomolekúl, ako sú proteíny, sacharidy a nukleové kyseliny. Vodivé polyméry majú vnútorné elektrické a iónové vodivé vlastnosti podobné biologickým systémom. V dôsledku toho existuje veľký záujem študovať a prehĺbiť vedomosti o ich fyzikálnych a chemických vlastnostiach. Pre optimálnu adhéziu buniek ku konjugovaným polymérom je nevyhnutné mať detailnú znalosť o ich mikroštruktúre, povrchovej morfológií a hydrofilite povrchu [2]. Preto je významnou výzvou a motiváciou diplomovej práce analyzovať povrchové vlastnosti konjugovaných polymérov, študovať zmeny povrchových vlastností prídavkom sekundárnych dopantov a sieťovacích činidiel a na základe dosiahnutých výsledkov vyhodnotiť najviac optimálny konjugovaný polymér vhodný pre bioelektronické aplikácie. Predmetom práce bola analýza povrchových vlastností konjugovaného polyméru PEDOT:DBSA s dôrazom na drsnosť povrchu a hydrofilitu. V práci sme sa ďalej zaoberali skúmaním vplyvu prídavku aditív ako EG a GOPS na povrchové vlastnosti polyméru PEDOT:DBSA. Pre porovnanie bol skúmaný aj konjugovaný polymér PEDOT:PSS, ktorý je v oblasti bioelektroniky dobre preštudovaný a vysoko používaný. Pre polymér PEDOT:PSS bol sledovaný vplyv prídavku sekundárneho dopantu DBSA spolu s rovnakými aditívami, ktorými boli EG a GOPS.

## 2 TEORETICKÁ ČASŤ

### 2.1 Využitie bioelektroniky pre medicínske aplikácie

Potenciálne aplikácie bioelektroniky v medicíne sú rozsiahle a rôznorodé, z toho vyplýva aj rôznorodosť nárokov na jednotlivé materiály implementované v bioelektronických zariadeniach. *Obrázok 1* ilustruje široké spektrum bioelektronických zariadení pre medicínske aplikácie, ktoré využívajú vlastností konjugovaných polymérov [1]. Môžu byť široko kategorizované ako elektródy, kde konjugovaný polymér slúži priamo na prenos náboja, alebo ako elektrostatické spojenie so systémom [3]. Ďalej ako 3D scaffolds, kde je polymér vzorovaný tak, aby vytvoril vhodné prostredie pre bunkovú kultúru [4]. Alebo vo forme tenkých vrstiev konjugovaných polymérov, ktoré sú v priamom kontakte so živým systémom a elektródami tranzistorového zariadenia. Pomocou kvalitného kontaktu živého systému s konjugovaným polymérom sa uľahčí prenos náboja a následne monitorovanie zmeny napätia medzi zdrojovou a odtokovou elektródou tranzistorového zariadenia [5]–[8]. Implementáciou konjugovaných polymérov do tranzistorových zariadení má vysoký potenciál v medicínskych aplikáciách ako napríklad pri bunecnej stimulácii, kontrolovania biologických procesov, alebo snímanie „real-time“ koncentrácie biomolekúl a biologickej aktivity. Ďalej zariadenia na dodávanie iónov, ktoré využívajú výhodu duálnej iónovo-elektrickej vodivosti mnohých konjugovaných polymérov a slúžia napríklad na presné dávkovanie liečiv do špecifických buniek alebo tkanív živých systémov [9]–[12]. A na záver ako fotostimulačné zariadenia, ktoré využívajú výhody optických vlastností tenkých vrstiev konjugovaných polymérov na svetelnú aktiváciu alebo inhibíciu biologických procesov v bunkách. [13] [14]. Jednou z najsľubnejších oblastí bioelektroniky sú implantovateľné bioelektronické zariadenia pre srdcové a nervové terapie. Napríklad kardiostimulátory, implantovateľné kardiovaskulárne defibrilátory (ICD) a zariadenia na resynchronizačnú terapiu srdca (CRT) sa široko používajú na liečbu porúch srdcového rytmu, ako je bradykardia, tachykardia a srdcové zlyhanie. Tieto zariadenia využívajú elektrické signály na riadenie srdcového rytmu a zlepšenie jeho funkcie, čím sa znižuje riziko náhlej srdcovej zástavy [15] [16]. Ďalšou dôležitou aplikáciou bioelektroniky sú biosenzory. Biosenzory sú analytické zariadenia, ktoré umožňujú detekciu špecifických analytov, ako sú proteíny, sacharidy a nukleové kyseliny. Integráciou konjugovaných polymérov do bioelektronických zariadení, ako sú napríklad organické tranzistory riadené elektrickým poľom (OFET), organické elektrochemické tranzistory (OECT) alebo impedančné senzory, dokážu tieto materiály poskytnúť lepšiu rýchlosť, citlivosť a selektívnu detekciu biomolekúl [17][21]. V bioelektronických aplikáciách má zásadný význam návrh biokompatibilných vysoko vodivých a citlivých materiálov, umiestnených do kontaktu medzi biologickým systémom a elektronickým prevodníkom meraného signálu pre elektronické zariadenie, pretože určuje kvalitu a množstvo informácií vymieňaných medzi týmito dvoma doménami [22]. Moderné bioelektronické zariadenia dokážu snímať a stimulovať biologické systémy ako sú napríklad bunky, tkanivá, alebo orgány pomocou materiálov, ktoré majú vlastnosti prenosu náboja v dôsledku pohybu nosičov náboja, ako sú elektróny, diery alebo ióny [10] [23] [24].



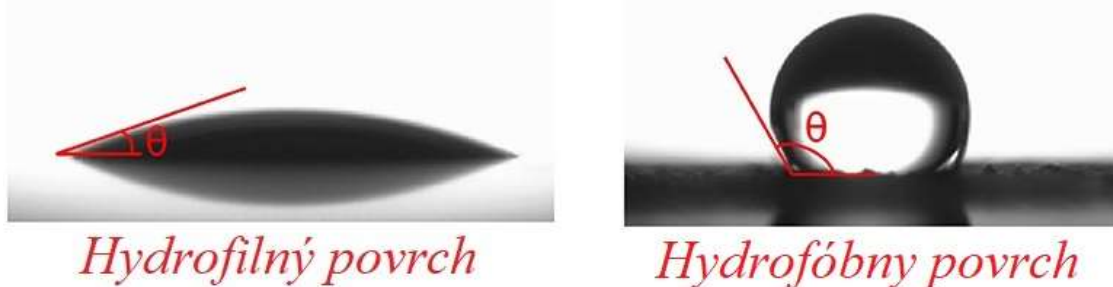
Obrázok 1: Široké spektrum bioelektronických zariadení ktorých súčasťou sú konjugované polyméry [1]

## 2.2 Biomateriály vhodné pre bioelektronické zariadenia

Biomateriály možno definovať ako materiály, ktoré prichádzajú do kontaktu s biologickým prostredím, či už *in vitro* alebo *in vivo*. Biomateriály môžu byť úplne alebo čiastočne syntetického pôvodu alebo čisto biologického pôvodu. Medzi biomateriály patria rôzne polyméry, kovové zliatiny a keramické kompozity. Spôsob, akým biomateriály interagujú s biologickým systémom, je zložitý a závisí od ich fyzikálno-chemických vlastností povrchu [25]. Aby biomateriály získali vhodné vlastnosti pre konkrétnu aplikáciu, je potrebné upraviť ich povrch, ktorý prichádza do kontaktu so živým systémom. Vlastnosti povrchu ako drsnosť, morfológia, náboj, chemické zloženie, povrchová energia a zmäčavosť ovplyvňujú interakcie s biologickými systémami. Tieto povrchové vlastnosti môžu byť modifikované rôznymi metódami, ako napríklad plazmové a laserové povrchové úpravy, prídavok surfaktantov, sieťovacích činidiel a mnoho ďalších metód [25]. Biomateriály pre bioelektronické aplikácie



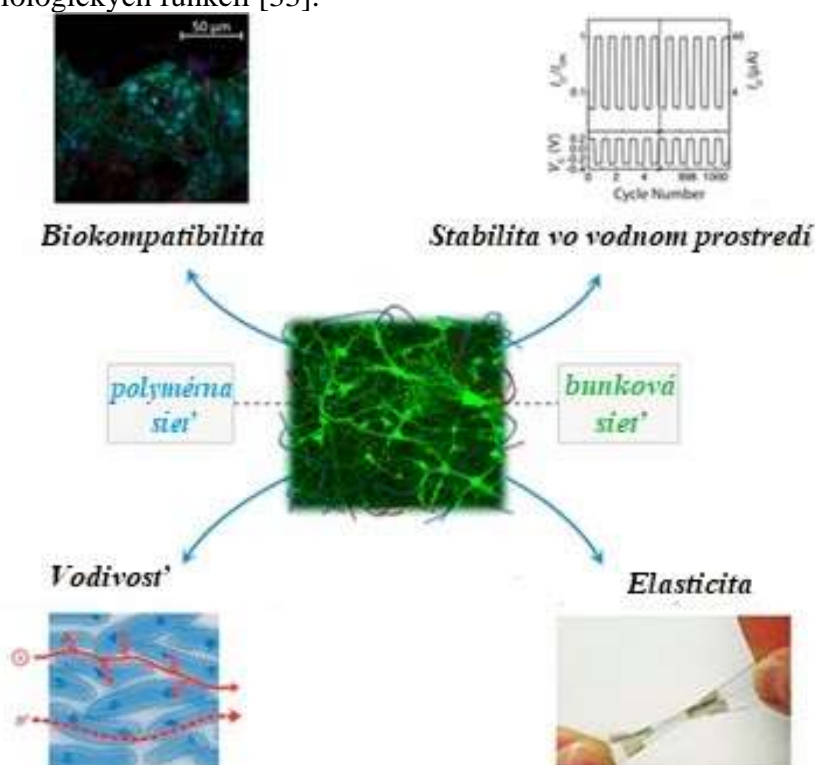
musia spĺňať podmienku dobrej elektrickej vodivosti materiálu, aby sa docielilo efektívneho prenosu náboja medzi bioelektronickým zariadením a biologickým systémom. Efektívny prenos náboja pre bioelektronické zariadenie má za následok vysoko citlivé snímanie a stimulovanie elektricky aktívnych buniek. Ďalej musia tieto materiály spĺňať podmienku biokompatibility, aby sa zabránilo nežiadúcim účinkom pri kontakte s biologickým systémom, ako napríklad vyvolaním imunitnej reakcie biologického systému. Biokompatibilitu materiálu však nemožno univerzálne definovať, pretože závisí od typu buniek a lokálneho extracelulárneho prostredia [22] [26]. Pri hodnotení biokompatibility je dôležité zväžiť špecifický typ buniek a ich lokálne prostredie. Prvou interakciou medzi biologickým systémom a biokompatibilným biomateriálom je adsorpcia rôznych proteínov z biologických tekutín systému na povrch materiálu [25]. Adsorpcia proteínov na povrch polyméru závisí od jeho chemického zloženia, ako aj od jeho morfológie a povrchovej energie. Keď má materiál vysokú povrchovú energiu, teda je hydrofilný a má vysokú afinitu k vode, tak sa kvapka vody po materiáli rozšíri a kontaktný uhol je malý. V opačnom prípade pre hydrofóbny materiál s nízkou povrchovou energiou, sa kvapka vody nerozšíri a v stave rovnováhy zaujme guľový tvar na povrchu materiálu s veľkým kontaktným uhlom (Obrázok 2).



Obrázok 2: Kontaktný uhol kvapky vody pre hydrofilný materiál (s vysokou povrchovou energiou, vľavo) a hydrofóbny materiál (s nízkou povrchovou energiou, vpravo) [27]

Ukázalo sa, že hydrofilnejšie substráty s vysokou povrchovou energiou a nízkymi kontaktnými uhlami výrazne podporujú adhéziu a šírenie buniek v porovnaní s hydrofóbnymi materiálmi s nízkou povrchovou energiou a vysokými kontaktnými uhlami [27]. Uhol kontaktu kvapaliny, napríklad vody, na pevných povrchoch je určený rovnováhou síl medzi adhéznymi a kohéznymi silami. Kohézna sila je závislá od kvapaliny, avšak adhézna sila môže byť riadená rovnako pevnou ako aj kvapalnou fázou. Je potrebné vynaložiť veľa úsilia na úpravu povrchových vlastností pevných látok s cieľom zvýšiť ich priľnavosť a následne zlepšiť ich povrchovú zmáčavosť [28]. Na účely bunkovej adhézie je potrebné upraviť povrchovú energiu materiálu zavedením nových funkčných skupín vedúcich k vhodnej hydrofilite [25]. Drsnosť povrchu môže priamo ovplyvniť zmáčavosť materiálov. Teda drsnosť povrchu spolu so zmáčavosťou modulujú odpoveď biologického systému v kontakte s materiálom. Pochopenie toho, ako povrchová chémia a topografia korelujú s medzifázovými vlastnosťami a biologickými funkciami biologického systému, je rozhodujúce pre návrh a vývoj nových biomateriálov. Žiaduce fyzikálne a chemické vlastnosti konjugovaných polymérov je možné ľahko chemicky modifikovať pri ich príprave, aby sa prispôbili vhodným materiálovým vlastnostiam pre cieľnú aplikáciu za pomoci využitia organickej chémie (Obrázok 3) [29][31]. Akýkoľvek druh povrchovej úpravy povedie k zmene povrchových vlastností a morfológie, čo

následne ovplyvní optické, mechanické, adhézne a elektrické vlastnosti modifikovaného biomateriálu. K takýmto zmenám by malo dochádzať len v malej hĺbke od povrchu, pričom objem modifikovaného biomateriálu a teda aj jeho vlastnosti by mali zostať nezmenené [25]. Ďalšou kritickou požiadavkou je stabilita týchto materiálov v biologicky relevantných elektrolytoch alebo kultivačných médiách buniek. Biomateriály založené na konjugovaných polyméroch, ktoré sa používajú v bioelektronických zariadeniach, musia byť nerozpustné vo vodnom prostredí a vykazovať odolnosť voči deformácii a delaminácii pri ponorení do fyziologicky relevantných elektrolytov [29] [32]. Elektrický výkon biomateriálov musí zostať stabilný počas mnohých prevádzkových cyklov, aby sa zaručilo presné elektrické monitorovanie biologických funkcií [33].



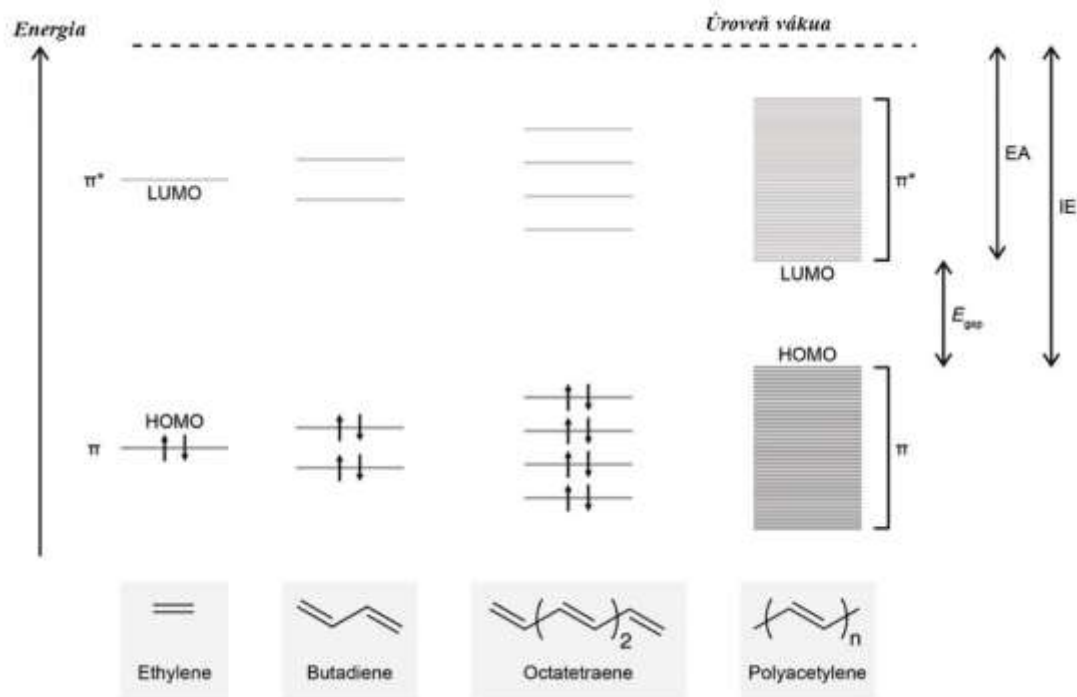
Obrázok 3: Niektoré z hlavných požadovaných vlastností biomateriálov pre bioelektronické aplikácie [34]

### 2.2.1 Organické konjugované polyméry

Organické polovodivé polyméry sa ukázali ako sľubné biomateriály pre bioelektronické aplikácie, ktoré ponúkajú výhody, akými sú dobrá flexibilita, jednoduchá príprava, vysoká vodivosť a prípadne podľa potreby dobré optické vlastnosti. Tieto polyméry sa presadili v oblasti bioelektroniky, uplatnili sa najmä ako prísady, ktoré dokážu zlepšiť vlastnosti prenosu signálu [35]. Väčšina konjugovaných polymérov spĺňa dôležitú podmienku biokompatibility, pretože pozostáva hlavne z chemických prvkov, ktoré zodpovedajú organickému zloženiu buniek a tkanív, ako je uhlík a vodík. Jednou z najdôležitejších vlastností konjugovaných polymérov, ktorá ich robí čoraz obľúbenejšími pre bioelektronické aplikácie, je ich schopnosť viesť elektrický prúd [30]. V posledných troch desaťročiach sa zistilo, že široká škála organických materiálov vedie nosiče náboja podobným spôsobom ako kovy alebo anorganické polovodiče [36]. Na rozdiel od kovov, sú polyméry priepustné pre ióny, čo znamená že v kontakte s elektrolytmi umožnia migráciu iónov z elektrolytu do objemu polyméru, aby

kompenzoval elektrický náboj [37]. Keď sú konjugované polyméry priamo v kontakte s bunkami, môžu sa meniť ich elektrické vlastnosti vďaka iónom pochádzajúcich z biologickej aktivity buniek. Vďaka týmto výhodám sa považujú ako sľubný materiál pre široké spektrum bioelektronických aplikácií, najmä vo forme tenkých vrstiev [38] [39]. Ich použitie je ale limitované ich mechanickými vlastnosťami ako pevnosť v ťahu a Youngov modul, ktoré sú podpriemerné v porovnaní s inými materiálmi populárnymi v medicínskych aplikáciách, ako sú kovové zliatiny alebo keramické kompozity. Na druhej strane sú konjugované polyméry veľmi flexibilné a schopné odolávať veľkým deformáciám v dôsledku veľkého stupňa voľnosti v pohybe jednotlivých polymérnych reťazcov [25]. Polyméry sú vo svojej čistej forme zvyčajne biologicky inertné, a preto je potrebná vhodná povrchová úprava, ktorá umožní optimálnu interakciu s biologickým systémom s ktorým prichádza do kontaktu. Na dosiahnutie požadovanej interakcie medzi polymérom a biologickým systémom je potrebná modulácia povrchových vlastností polymérnych substrátov, ako je morfológia a drsnosť povrchu, ako aj fyzikálno-chemické zloženie. Vhodná povrchová úprava môže zmeniť morfológiu povrchu polyméru, čím sa zlepši adhézia bunky k upravenému povrchu [25]. Jednou z mnoho výhod organických polovodivých polymérov spočíva v úprave ich vlastností pri ich spracovávaní. Spracovanie konjugovaných polymérov sa môže uskutočňovať rôznymi technikami, ako je rotačné nanášanie, 3D tlač a nanášanie v plynnej fáze. Okrem toho môžu byť tenké vrstvy konjugovaných polymérov transparentné, čo je žiadaná vlastnosť pri optických analýzach. Napríklad elektrická vodivosť polyméru môže byť nastavená na optimalizáciu výkonu zariadenia, zatiaľ čo optické vlastnosti môžu byť použité na zobrazovanie a snímanie [40][41]. Vďaka týmto vlastnostiam sú vhodné na vývoj bioelektronických sensorických zariadení, ktoré prevádzajú signály na báze iónov biologických organizmov na elektrický signál [42]. Prekrývajúce sa molekulové  $\pi$ - $\pi$  orbitály ktoré sa nachádzajú v organických konjugovaných polyméroch uľahčujú prenos náboja. Neusporiadaná povaha týchto polymérnych systémov, sprostredkovaná slabými van der Waalsovými a elektrostatickými interakciami znamená, že sú vysoko citlivé na ich lokálne elektrostatické a chemické prostredie, ktoré má významný vplyv na konformáciu polymérnych reťazcov a ich mikroštruktúru [43][44]. Zariadenia vyrobené z konjugovaných polymérov možno často ovládať s vysokou presnosťou pomocou gradientov napätia a zmenou prechádzajúceho elektrického prúdu. Menšie zmeny tuhosti materiálu alebo povrchových vlastností môžu mať za následok zmeny kvality spojenia s biologickým systémom alebo zmenou bunkového fenotypu. Z toho dôvodu je dôležité optimalizovať povrchové vlastnosti materiálov použitých pre sensorické a stimulačné zariadenia buniek [45]. Transport náboja skrz konjugovaný polymér je umožnený hybridizáciou S a P orbitálov, výsledkom čoho sú nehybridizované orbitály nad a pod rovinou polyméru. Tieto orbitály sa potom môžu prekrývať a vytvárať rozšírenú  $\pi$ -väzbovú sieť obsadených a neobsadených stavov (väzba a antiväzba). Zvyšovanie rozsahu konjugácie zvyčajne zvyšuje počet dostupných stavov [43].  $\pi$ -konjugovaný systém obsahuje mnohé z týchto molekulových orbitálov, čím sa vytvára rad povolených energetických stavov pre elektróny. Povolené stavy na oboch stranách zakázaného pásu sa označujú ako najvyššie obsadený molekulárny orbitál (HOMO) alebo najnižší obsadený molekulárny orbitál (LUMO). Vznik týchto povolených stavov a prechod elektrónov medzi nimi sú dôvodom, prečo majú konjugované polyméry zaujímavé optické a elektrické vlastnosti [46]. Elektróny sa nachádzajú v HOMO, ale za určitých okolností môžu byť zavedené

do LUMO (Obrázok 4). Akonáhle sú v LUMO, elektróny sa môžu „pohybovať“ cez delokalizované oblasti polyméru alebo excitovať do inej delokalizovanej oblasti na susednom polymérnom reťazci [47].



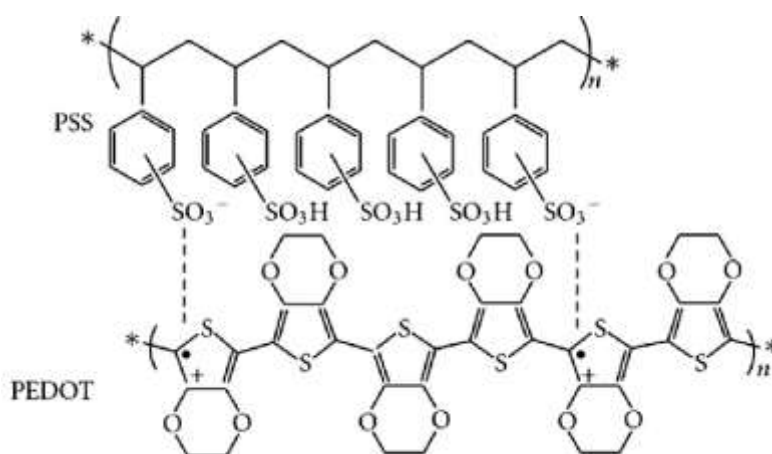
Obrázok 4: Schéma prekrývajúcich sa  $\pi$ -orbitálov vybraných konjugovaných polymérov. Šípky na stavoch označujú populáciu elektrónov v rôznych stavoch s opačným spinom „spin up“ ( $\uparrow$ ) a „spin down“ ( $\downarrow$ ). Ďalej sú uvedené kľúčové optoelektrické hodnoty ako je elektrónová afinita (EA), ionizačná energia (IE) a energia zakázaného pásu ( $E_{gap}$ ). Poznámka: energetické hladiny slúžia len na ilustračné účely a nereprezentujú presne energetické stavy molekúl [1] [48] [49]

Prekrývajúce sa  $\pi$ -orbitály dávajú konjugovaným polymérom vlastnosti polovodičov. Stupeň polymerizácie zvyšuje prekrývanie po sebe nasledujúcich molekulových orbitálov, čo má za následok väčší počet dostupných energetických stavov elektrónov (Obrázok 4). Tento jav uľahčuje transport náboja cez materiál. V závislosti od molekulárnej štruktúry polyméru a spôsobu jeho spracovania to nemusí byť pohyb jednotlivého elektrónu, ktorý pôsobí ako nosič náboja. Namiesto toho to môže byť absencia náboja označovaná ako diera. Diera nie je skutočná častica, ale môže byť matematicky a koncepcne považovaná za nosič kladného náboja. Preto pohyb náboja skrz diery materiálu vytvorí tok elektrického prúdu [50]. Konjugované polyméry, v ktorých sú elektróny dominantným nosičom náboja, sa označujú ako polovodiče typu N, polovodiče s dominantným transportom dier sa označujú ako typ P. Niektoré polyméry vykazujú zmiešanú vodivosť typu P a typu N a označujú sa ako ambipolárne. Väčšina uvádzaných konjugovaných polymérov z Obrázok 4 sú polovodiče typu P, čiastočne kvôli energetickým hladinám pre transport elektrónov [51]. Tento proces prenosu náboja úzko súvisí s chemickou štruktúrou a konformáciou hlavného reťazca, kontaktom polymérneho reťazca a neusporiadanými kryštalickými mikroštruktúrami, ktoré možno považovať za viacúrovňový proces prenosu náboja [52]. Aby sa konjugované polyméry stali vodivými polymermi, musia byť dopované. Vo svojej idealizovanej čistej forme sa konjugované polyméry efektívne správajú ako polovodiče [53]. Rôzne mechanizmy dokážu zvýšiť vodivosť zvýšením hustoty

voľného nosiča náboja v štruktúre [54]. Vo väčšine uvádzaných bioelektronických senzoroch sa používajú chemické alebo elektrochemické dopingové metódy [55]. Dopovanie sa vzťahuje na pridanie alebo odstránenie elektrónov z polovodiča čo má za následok zmenu hustoty voľného nosiča náboja [56]. Konjugované polyméry, ktoré môžu byť vysoko dopované za vzniku stabilných materiálov, sa označujú ako vodivé polyméry, pričom nárast nosičov náboja poskytuje niektorým polymérom hodnoty vodivosti podobným kovom [57]. Aj keď dopovanie polymérov má za následok dosiahnutie zvýšenej vodivosti, značné úsilie sa naďalej venuje pochopeniu mechanizmov transportu náboja v čistých a dopovaných systémoch [58]. Prítomnosť iónových aj elektrických prúdov v konjugovaných systémoch polymér-polyelektrolyt ďalej komplikuje interpretáciu s mnohými prebiehajúcimi experimentami o presné modelovanie tohto správania [59].

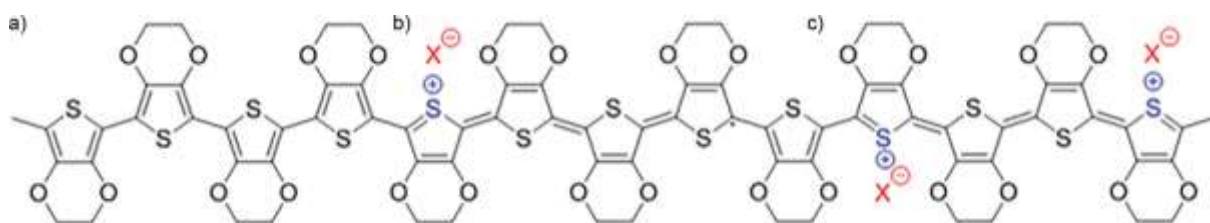
### 2.2.2 Poly(3,4-etyldioxytiofén) (PEDOT)

Jedným z najpoužívanejších konjugovaných polymérov v oblasti bioelektroniky pozostáva z poly(3,4-etyldioxytiofénového) (PEDOT) hlavného reťazca, vzhľadom na jeho praktické využitie v polovodičových zariadeniach [35]. Príťažlivosť polyméru PEDOT pre oblasť bioelektroniky vychádza hlavne z jeho vynikajúcich elektrochemických vlastností na snímanie a stimuláciu elektricky aktívnych buniek. Keď sa PEDOT pridá ku konvenčnej kovovej mikroelektrode, typicky zníži elektrochemickú impedanciu o niekoľko rádov a podstatne zlepši transport náboja. Tieto priaznivé elektrochemické vlastnosti vyplývajú z konjugovanej štruktúry samotných polymérnych reťazcov [35]. Za posledných 20 rokov bioelektronika založená na PEDOT prešla od úplne prvých potiahnutých neurálnych sond v roku 2003 k prvej štúdii zahŕňajúcej PEDOT elektródy na ľudskom mozgu [35]. Za využitia optimalizovaných dopovacích metód dokáže PEDOT dosiahnuť vodivosť až  $6000 \text{ S} \cdot \text{cm}^{-1}$  [60]. Pre porovnanie hodnota vodivosti zlata pri izbovej teplote sa pohybuje okolo hodnoty  $105 \text{ S} \cdot \text{cm}^{-1}$  [61]. Čistý PEDOT je polovodič, avšak PEDOT sa v oblasti bioelektronických aplikácií najčastejšie uvádza vo vysoko dopovanom stave, ktorý môže byť dopovaný nespočetnými syntetickými alebo biologickými protiiónmi, pričom najbežnejším býva polystyrénsulfonát (PSS) (Obrázok 5) [35][62], preto sa v literatúre často označuje ako vodivý polymér ktorý spolu s PSS tvorí dokonale vodivú koloidnú disperziu PEDOT:PSS [60][63].



Obrázok 5: : Štruktúra referenčného polyméru Poly(3,4-etyldioxytiofén):poly(styrénsulfonát) (PEDOT:PSS)

V materiáli PEDOT:PSS, podobne ako pri niektorých iných konjugovaných polyméroch, je za vodivosť materiálu zodpovedná tvorba polarónov a bipolarónov (Obrázok 6). Dopovaný polymér PEDOT:PSS, ktorý bol prvýkrát syntetizovaný v roku 1988, sa stal zlatým štandardom v organickej bioelektronickej literatúre pre svoje priaznivé vlastnosti: relatívne dobrú chemickú stabilitu, spracovateľnosť z roztoku a vysokú vodivosť [64]. Dopingom generované diery interagujú s lokálnou polymérnou štruktúrou a mierne ju deformujú. To má za následok vznik dodatočných energetických stavov medzi existujúcimi molekulovými orbitálmi HOMO a LUMO [57]. Kombináciou generovaných dier a následnej štrukturálnej deformácie, vzniká nový typ nosiča náboja, polarón (radikálny kation) [57]. V tomto kontexte sú polaróny nosičmi náboja, ktoré predstavujú kombinovaný pohyb náboja a nábojom indukovanej deformácie cez polymérny systém. Dva polaróny sa môžu spojiť, označované ako bipolarón (Obrázok 6) [65].



Obrázok 6: Znáznornenie rôznych stavov polymérneho reťazca PEDOT: a) neutrálny stav, b) tvorba polarónu, c) tvorba bipolarónu [1][65]

Mobilita polarónov v tenkej vrstve je uľahčená, keď konjugované polyméry poskytujú oblasť pre transport, ktorá je  $\pi$ -konjugovaná. Efektívna penetrácia iónov v blízkosti hlavného reťazca polyméru je zvýšená Coulombickou príťažlivosťou z vysokej hustoty polarónov konjugovaných systémov. Tvorba polarónu v konjugovaných polyméroch môže výrazne deformovať lokálne molekulárne prostredie s následným vplyvom na mikroštruktúru tenkej vrstvy. To znamená, že akákoľvek modifikácia hustoty náboja výrazne ovplyvňuje morfológiu a elektronické vlastnosti. PEDOT:PSS nie je dokonalý materiál, disperzia koloidných častíc PEDOT obklopených PSS môže obmedziť tvorbu tesných vrstiev a spojení medzi susednými reťazcami PEDOT, čo môže ovplyvniť transport náboja a vyžaduje zavedenie aditív na zlepšenie vodivosti [66]. Dopovanie materiálu PEDOT:PSS je kľúčovým záujmom pri vývoji nových medicínskych aplikácií. Tenké vrstvy z čistého konjugovaného polyméru PEDOT:PSS sú krehké a pri namáhaní môže dochádzať k deformáciám štruktúry. Dopovanie predstavuje kritický prístup k riadeniu hustoty nosiča náboja a elektrickej vodivosti v konjugovaných polyméroch, ktoré sa široko uplatňujú v rôznych bioelektronických aplikáciách. Začlenenie chemických dopantov môže modifikovať vlastnosti materiálu PEDOT:PSS, vrátane topografie povrchu, elektrochemických vlastností, zmáčavosti, biokompatibility, stability a bioaktivity, čo následne ovplyvní následnú adsorpciu biomolekúl na povrchu [67] [68]. Vodivosť materiálu PEDOT:PSS sa môže pohybovať v závislosti od spracovania a typu použitých dopantov [60]. Dopované konjugované polyméry disponujú komplikovanou mikroštruktúrou kvôli nožnej chemickej reakcii ktorá môže nastať medzi hlavným polymérnym reťazcom a dopantom. Pri zvažovaní mikroštruktúry dopovaných polymérov by sa malo zahrnúť niekoľko faktorov, ako je agregácia v roztoku, možná dopingová reakcia, miešateľnosť a narušenie konformácie polyméru. Ďalej aj prostredie

roztoku a teplota môžu ovplyvniť rýchlosť dopingovej reakcie a tým zlepšiť elektronickú vodivosť systému. Hromadná interakcia medzi iónmi a diérami vedie k vysokým hodnotám elektrickej kapacity, ktorá vykazuje lineárnu závislosť s objemom tenkej vrstvy [60][68].

### 2.2.3 Úprava povrchových vlastností konjugovaných polymérov

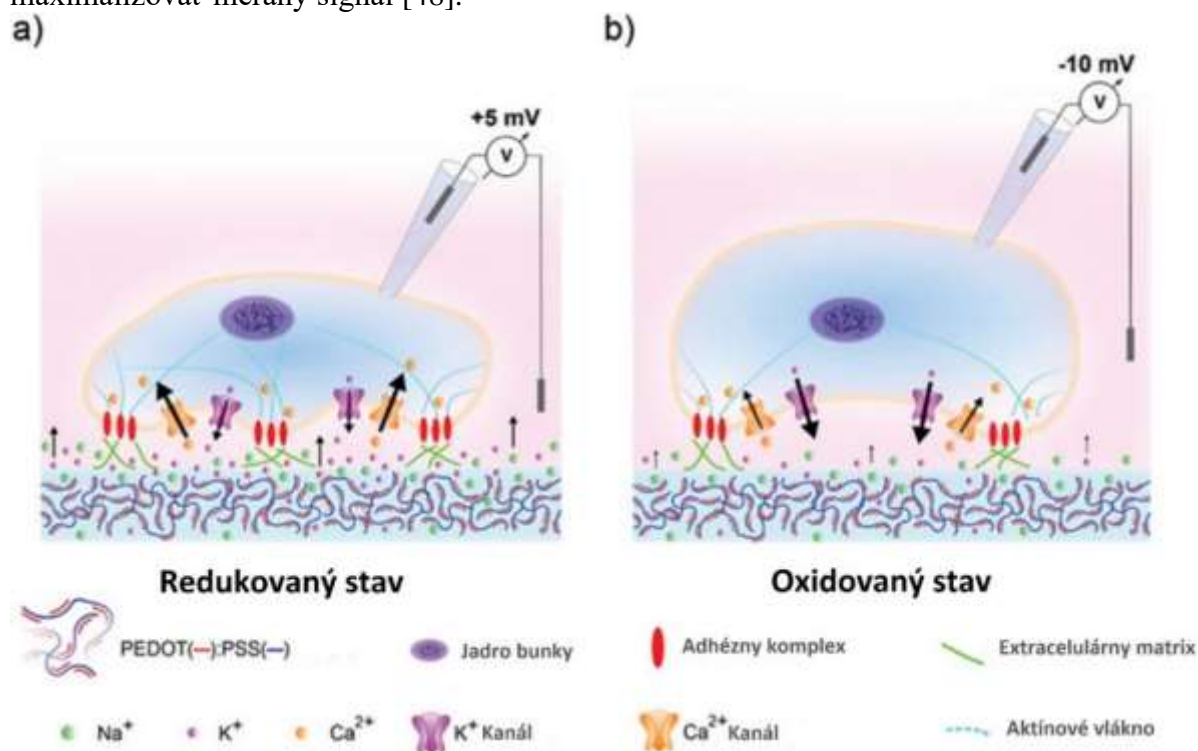
Makroskopické funkcie a vlastnosti konjugovaných polymérov závisia od ich morfológie a mikroštruktúry. Vlastnosti povrchu, topografia, drsnosť a hydrofilnosť tenkých vrstiev polovodivých polymérov významne ovplyvňuje biokompatibilitu, citlivosť a selektivitu bioelektronických zariadení, a tým aj ich výkon a spoľahlivosť [69][70]. Multidisciplinárnym skúmaním polymérov je možné získať informácie o rôznych vlastnostiach polymérnych štruktúr a na základe získaných informácií o ich vlastnostiach je vedieť vhodne implementovať pre vhodnú aplikáciu. (Obrázok 7). Interakcie medzi bunkou a materiálom silne závisia od topografie materiálu a od jeho mechanických vlastností [71][72]. Proces bunkovej adhézie je sprostredkovaný fyzisorpčnými procesmi, chemisorpčnými procesmi a transmembránovými proteínmi, ktoré sa súhrnne označujú ako bunkové adhézne molekuly [73][75]. *In vivo* sa bunky môžu viazať buď na seba, alebo na komplexnú zmes molekúl vylučovaných bunkami, tzv. extracelulárnu maticu. Bunky môžu vytvárať podobné väzby s konjugovanými polymérmi, ak má materiál dostatok ekvivalentných väzobných miest. Avšak aj v neprítomnosti týchto miest môže nastať spontánna fyzisorpcia proteínov z podporného bunkového média na povrch materiálu, alebo pomocou extracelulárnej matrice bunky, ktorá dokáže nepriamo uľahčiť adhéziu bunky s povrchom materiálu [73].



Obrázok 7: Hierarchia výskumu vzťahu štruktúry a funkcie konjugovaných polymérov [2]

Relatívna tuhosť materiálu ovplyvňuje stupeň sily prenášanej z vonkajšej časti do vnútornej časti bunky prostredníctvom jej cytoskeletu, čo ovplyvňuje základné správanie bunky, akými sú napríklad génová expresia, pohyblivosť a diferenciácia [76]. Stratégie na podporu bunkovej adhézie ku konjugovaným polymérom zahŕňa začlenenie surfaktantov, sieťovacích činidiel

a sekundárných dopntov. Ďalšou alternatívou je začlenenie bioaktívnych ligandov ako sú napríklad sekvencie napodobňujúce peptidy alebo lyzíny do bočných reťazcov [77][79]. Iné prístupy zahŕňajú prispôbenie hlavného reťazca polyméru alebo bočných reťazcov tak, aby sa ovplyvnila hydrofilita povrchu polyméru [80]. Modifikácia postranných reťazcov polyméru alebo povrchu polymérnych filmov môže zmeniť povrchovú morfológiu polyméru, čo môže mať za následok ovplyvnenie transportu náboja, teda vodivosť materiálu [81]. Ukázalo sa, že oxidačný stav niektorých konjugovaných polymérov ovplyvňuje proliferáciu a rozmnožovanie buniek v kultúre, hoci niektoré štúdie naznačujú, že toto správanie je závislé od typu bunky [82][83]. Zmeny stupňa dopovania polyméru môžu ovplyvňovať povrchové vlastnosti tenkých vrstiev polymérov. Táto zmena povrchových vlastností môže podporiť alebo naopak zvrátiť fyzisorpciu proteínov z bunkového kultivačného média, čo následne ovplyvní bunkovú adhéziu (Obrázok 8) [82][85]. Adhézia bunky s materiálom môže silne ovplyvňovať elektrické parametre bioelektronického zariadenia, ako je pomer signálu k šumu [86]. Minimalizácia medzery medzi bunkou a materiálom znižuje množstvo prechodného elektrolytu, čo pomáha maximalizovať meraný signál [48].

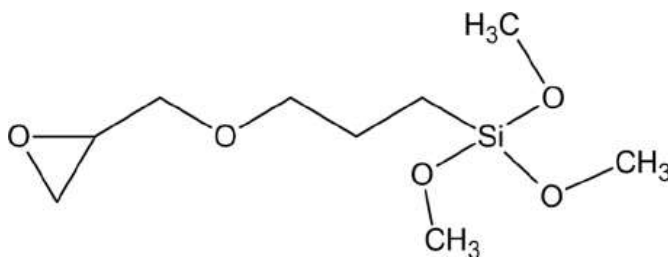


Obrázok 8: Navrhovaný model pre transport iónov a bunkovú odozvu pre bunky v kontakte s povrchom polyméru PEDOT:PSS v a) redukovanom a b) oxidovanom stave [1][87]

Zlepšenie mechanických vlastností konjugovaných polymérových systémov sa dá dosiahnuť dopovaním, teda prídavkom sekundárných dopantov a surfaktantov, ako je napríklad etylénglykol (EG) alebo (3-glycidylxypropyl)trimetoxysilán (GOPS) [88][89]. Sekundárne dopanty ako etylénglykol (EG), kyselina 4-dodecylbenzénsulfónová (DBSA) sú úspešne osvedčené stratégie na zlepšenie vlastností vodivosti materiálu PEDOT:PSS s cieľom maximalizovať kapacitu náboja a transportné vlastnosti náboja [89] [90]. PEDOT:PSS nie je vhodný pre bioelektronické aplikácie *in vitro* z dôvodu jeho rozpustnosti vo vode. Tenké filmy pripravené z materiálu PEDOT:PSS možno upraviť pomocou pridania sieťovacích činidiel

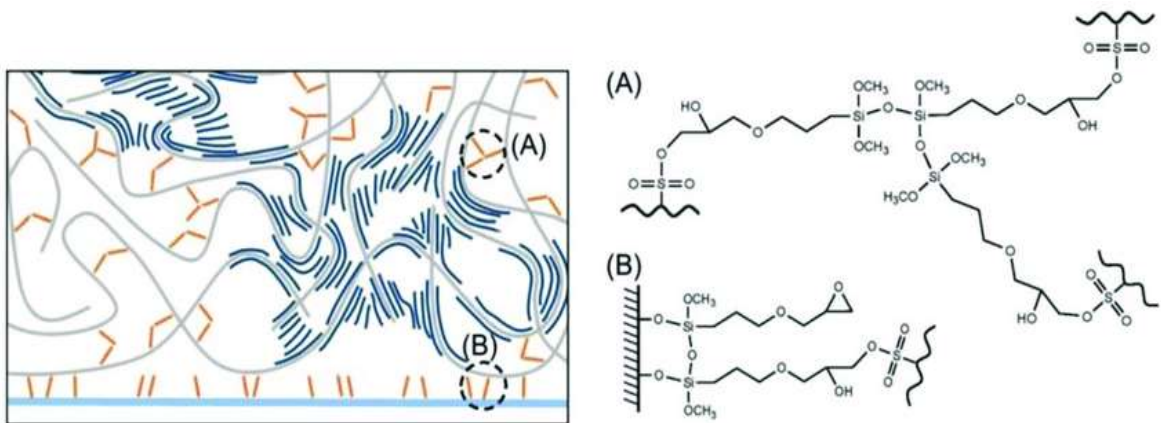


a tým zabezpečiť odolnosť voči deformáciám a delamináciám vo vodnom prostredí. Najbežnejšie používaným sieťovacím činidlom pre PEDOT:PSS je (3-glycidyloxypropyl)trimetoxysilán (GOPS) (Obrázok 9) [89].



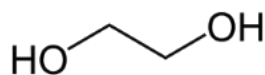
Obrázok 9: Štruktúra (3-glycidyloxypropyl)trimetoxysilánu (GOPS)

Integrácia elastoméneho materiálu na báze metoxysilánu do štruktúry PEDOT:PSS je skutočne sľubný spôsob, ako zaistiť chemickú stabilitu v polárnych rozpúšťadlách a zároveň spĺňať podmienky pre elektrickú vodivosť a elasticitu, požadovanú napríklad pre bioelektronické zariadenia ktoré sú v kontakte s bunkami alebo organickými tkanivami [89]. Stratégia zosieťovania s GOPS však prichádza na úkor znížených vlastností zmiešanej vodivosti PEDOT:PSS, teda prídavkom sieťovacieho činidla GOPS sa znižuje iónová aj elektrická vodivosť materiálu PEDOT:PSS [91]. Bolo dokázané, že zosieťovanie neovplyvňuje úroveň oxidácie PEDOT:PSS, ale namiesto toho spôsobuje zmenu morfológie prostredníctvom interakcie medzi GOPS a nadbytku skupín PSS (skupiny PSS ktoré neinteragujú s hlavným reťazcom PEDOT), čo vedie k zníženej mobilite nosiča náboja, a teda k poklesu vodivosti [89]. Elektrická vodivosť PEDOT:PSS klesá so zvyšujúcim sa množstvom GOPS do určitej hodnoty, kde sa dosiahne maximálneho nasýtenia [89]. K zosieťovacej reakcii dochádza prostredníctvom dvoch hlavných chemických reakcií, medzi činidlom GOPS a nadbytočnými skupinami PSS, ktoré neinteragujú s hlavným reťazcom PEDOT (GOPS–PSS), a medzi dvoma molekulami činidla GOPS prostredníctvom chemickej väzby medzi metoxysilánovými skupinami (GOPS–GOPS) (Obrázok 10). V prípade kontaktu so skleneným substrátom vytvára GOPS chemické väzby s povrchovými hydroxylovými skupinami skleneného substrátu. Prídavok sieťovacieho činidla GOPS umožňuje stabilnú elektrochemickú prevádzku PEDOT:PSS v bioelektronických zariadeniach aplikovaných *in vitro* vo vodnom prostredí bez rozpúšťania alebo delaminácie. O metoxysilánových skupinách, ako sú tie, ktoré sú obsiahnuté v molekule GOPS, je známe, že sú veľmi reaktívne pri kontakte s vodou alebo vlhkosťou. Za týchto podmienok metoxysilánová skupina podlieha kondenzácii stratou ochrannej skupiny priamo pripojenej k atómu kremíku (Si) a vytvára silanoly, SiOH. Ten potom môže v nadbytku vody ľahko ďalej reagovať s inými alkoholmi alebo hydroxylovými skupinami prostredníctvom kondenzácie vody, čím sa vytvoria stabilné siloxánové väzby [89].



Obrázok 10: Ilustračné znázornenie systému PEDOT:PSS zosieťovaného prídavkom GOPS. GOPS (oranžová časť) reaguje iba s nadbytočnými skupinami PSS (sivá), ktoré neinteragujú s hlavným reťazcom PEDOT (tmavomodrá). (A) ukazuje chemické väzby medzi sulfonátovou PSS a epoxidovým kruhom GOPS, ako aj chemickú väzbu medzi tromi molekulami GOPS, (B) ukazuje chemickú väzbu medzi hydroxylovými skupinami na povrchu skleneného substrátu a metoxysilánovými skupinami GOPS [89]

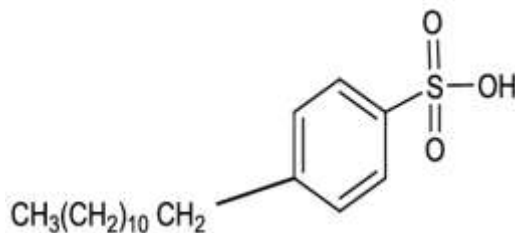
Jednou nevýhodou sieťovania GOPS je to, že vyžaduje vysoké teploty vytvrdzovania pri 140 °C po dobu 1 hodiny a prináša kompromisný účinok na hodnoty vodivosti PEDOT:PSS. V dôsledku úbytku elektrickej vodivosti PEDOT:PSS po prídavku sieťovacieho činidla GOPS, sa GOPS často používa v kombinácii so sekundárnymi dopantmi, ako je etylénglykol alebo DBSA, aby sa obnovil určitý stupeň elektrickej vodivosti materiálu. Bolo dokázané, že prídavok etylénglykolu (EG) (Obrázok 11) dokáže niekoľko násobne zvýšiť hodnotu vodivosti polyméru PEDOT:PSS [92]. Hydrofóbny reťazec PEDOT sa k hydrofilnému reťazcu PSS pripája pomocou vzájomných Coulombických interakciách. Vo vodnom prostredí má PEDOT:PSS špirálovitú štruktúru a rovina tiofénového kruhu na reťazci PEDOT sa výrazne odchyli od roviny susedného tiofénového kruhu, takže väzba C=C medzi dvoma tiofénovými kruhmi je skôr sigma väzba ( $\sigma$ ) o nízkej hustote konjugovaných  $\pi$ -elektrónov. V tejto špirálovej konformácii nie sú konjugované  $\pi$ -elektróny úplne delokalizované v celom konjugovanom reťazci PEDOT, takže film PEDOT:PSS bude v tejto konformácii vykazovať nízku mobilitu prenosu náboja. Prídavok EG k polyméru PEDOT:PSS ovplyvní jeho konformáciu zo špirálovitej na lineárnu konformáciu, kde sú susedné tiofénové kruhy v reťazcoch PEDOT orientované takmer v rovnakej rovine, takže konjugované  $\pi$ -elektróny sa môžu delokalizovať cez celý reťazec PEDOT. Zvýšenie vodivosti polyméru PEDOT:PSS po prídavku EG je teda spôsobené zvýšením mobility nosiča náboja vyplývajúcej z konformačnej zmeny reťazca PEDOT [88] [93].



Obrázok 11: Štruktúra etylénglykolu (EG)

Prídavok nízkej koncentrácie dodecylbenzosulfonovej kyseliny (DBSA) (Obrázok 12) ako sekundárneho dopantu k polyméru PEDOT:PSS môže viesť k zmenám vlastností ako je napríklad jeho zvýšená stabilita vo vodnom prostredí [90][94]. Prítomnosť DBSA pomáha chrániť PEDOT:PSS pred degradáciou vo vodnom prostredí, vďaka čomu je vhodnejší

na použitie v bioelektronických aplikáciách, kde sa očakáva kontakt s telesnými tekutinami. Prídanie DBSA vedie aj k zvýšeniu vodivosti PEDOT:PSS, vďaka čomu je vhodnejší pre aplikácie, kde je vyžadovaný nízky odpor a vysoká vodivosť [94]. Ďalej aj mechanické vlastnosti PEDOT:PSS, ako je elasticita a húževnatosť, môžu byť upravené prídáním nízkej koncentrácie DBSA. Presné zmeny vlastností polyméru PEDOT:PSS budú závisieť od špecifickej koncentrácie DBSA. V prípade polyméru PEDOT:PSS s prídavkom sekundárneho dopantu DBSA o nízkej koncentrácií pôsobia molekuly DBSA ako akceptory elektrónov, darujú elektróny polymérnemu reťazcu PEDOT a vytvárajú tak vysokú koncentráciu mobilných nosičov náboja [88] [90][94].

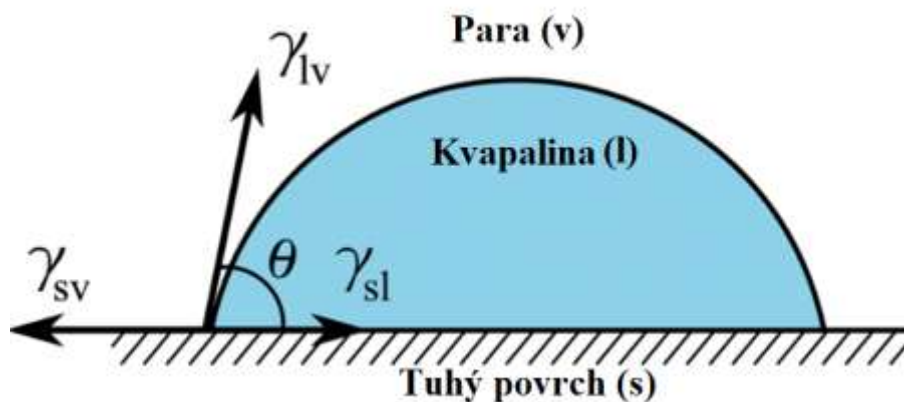


Obrázok 12: Štruktúra dodecylbenzosulfonovej kyseliny (DBSA)

## 2.3 Štúdium povrchových vlastností konjugovaných polymérov

### 2.3.1 Charakteristika voľnej povrchovej energie

V bioelektronike môžu povrchové vlastnosti tenkých vrstiev ovplyvniť výkon zariadenia [95]. Bolo dokázané, že povrchová energia materiálu ovplyvňuje bunkovú adhéziu vo väčšej miere ako topografia materiálu [96][97]. Vo všeobecnosti možno povrchovú energiu definovať ako energiu potrebnú na prerušenie medzimolekulových väzieb. Pre kvapaliny je povrchová energia totožná s povrchovým napätím. Jedným z mála priamo merateľných parametrov pri styku kvapaliny a pevnej látky je kontaktný uhol (rozhranie kvapalina/pevná látka) [98][99]. Kontaktný uhol, alebo uhol zmáčania, je definovaný pre rozhranie troch fáz (kvapalina-pevná látka-plyn), kedy sú všetky tri fázy v rovnováhe. Ide o uhol, ktorý zvierajú dotyčnica k povrchu kvapky, vedená v bode styku kvapky s rozhraním (Obrázok 13) [99].



Obrázok 13: Trojfázový zmáčací systém,  $\gamma_{lv}$  predstavuje povrchové napätie pevná látka-para,  $\gamma_{lv}$  je povrchové napätie kvapalina-para; a  $\gamma_{sl}$  predstavuje povrchové napätie pevná látka-kvapalina; Kontaktný uhol  $\theta > 90^\circ$  ( $\cos \theta < 0$ )  $\rightarrow$  kvapalina nezmáča pevnú látku, kontaktný uhol  $\theta < 90^\circ$   $\rightarrow$  kvapalina zmáča pevnú látku, kontaktný uhol  $\theta = 0$   $\rightarrow$  dochádza k úplnému alebo dokonalému zmáčaniu

Jav, ktorý popisuje schopnosť kvapaliny udržiavať kontakt s pevným povrchom, sa nazýva zmáčavosť. Zmäčavosť povrchu je závislá od rovnováhy medzi povrchovou energiou tuhej látky a povrchovým napätím kvapaliny. Povrch s vysokou povrchovou energiou bude mať nízky kontaktný uhol a bude zmáčateľnejší, zatiaľ čo povrch s nízkou povrchovou energiou bude mať vysoký kontaktný uhol a bude menej zmáčateľný. Jednou z najrozšírenejších nepriamych metód na určenie voľnej povrchovej energie je meranie kontaktného uhla kvapky niekoľkých referenčných kvapalín nanesených na vodorovný analyzovaný povrch pevnej látky. Dá sa to vypočítať podľa Youngovej rovnice (1).

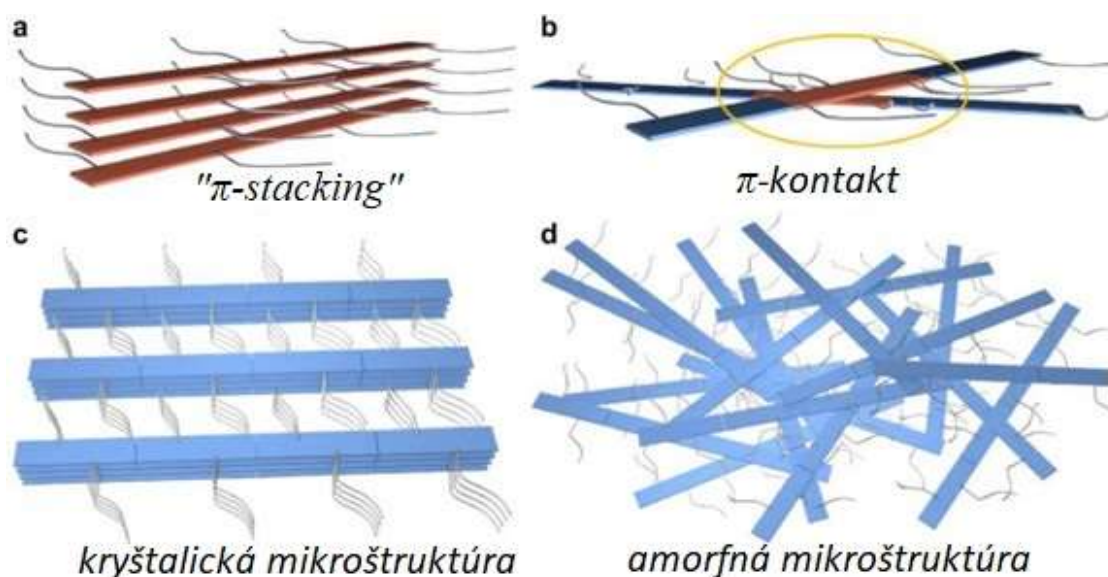
$$\cos \theta = \frac{\gamma_{sv} - \gamma_{sl}}{\gamma_{lv}} \quad (1)$$

V tejto rovnici  $\theta$  predstavuje kontaktný uhol;  $\gamma_{sv}$  predstavuje povrchové napätie pevná látka-para;  $\gamma_{lv}$  je povrchové napätie kvapalina-para; a  $\gamma_{sl}$  predstavuje povrchové napätie pevná látka-kvapalina [98]. Zmäčavosť pevného materiálu je určená jeho štruktúrou povrchu a chemické zloženie povrchu, kde zastúpenie hydrofilných chemických skupín na povrchu a vlastnosti ako polarita a náboj sú hlavnými determinantmi. Keď je kvapalinou vodný roztok, čo je bežná situácia v biologických podmienkach, polárny alebo nabitý povrch bude mať vo všeobecnosti za následok vyšší stupeň zmáčania v porovnaní s nepolárnym povrchom. Zmäčavosť povrchu ovplyvňujú aj ďalšie parametre, ako je drsnosť a topografia. Kontaktný uhol teda primárne definuje tvar kvapky prítomnej na povrchu nerozpustnej tuhej látky. Na základe získaného kontaktného uhlu môžeme určiť, či je daný študovaný materiál hydrofilný alebo hydrofóbny. Hydrofilitou nazývame vlastnosť molekúl alebo ich častí, ktorá im umožňuje energeticky výhodne interagovať s vodou. Povrch vytvorený z nepolárnych skupín, čo je bežné pre polymérne povrchy alebo povrchy kryté organickou vrstvou, sa nazýva hydrofóbny, a kontaktný uhol bude tupý (uhol  $\theta > 90^\circ$ ). Povrch, ktorý má najmä polárne skupiny na povrchu, napríklad hydroxilové skupiny, bude mať dobrú afinitu k vode a preto silné adhézne sily a kontaktný uhol bude ostrý ( $\theta < 90^\circ$ ). Takýto povrch sa nazýva hydrofilný [99]. Je dôležité poznamenať, že optimálna hodnota voľnej povrchovej energie pre najefektívnejšiu bunkovú adhéziu s materiálom závisí na niekoľkých faktoroch, ako napríklad od špecifického typu buniek a drsnosti povrchu materiálu [98][99].

### 2.3.2 Charakteristika morfológických vlastností tenkých vrstiev

V súčasnosti existuje značný záujem o použitie tenkých vrstiev organických polymérnych materiálov, ktoré sú vhodné pre bioelektronické zariadenia ako sú napríklad biosenzory. Aby tieto materiály dosiahli svoj konečný potenciál, je nevyhnutné získať podrobné informácie o ich mikroštruktúre, najmä vo formách tenkých, ktoré sú kľúčové pre technologické aplikácie [69][70]. Mechanické vlastnosti tenkých vrstiev na báze konjugovaných polymérov ako je napríklad koeficient drsnosti a znalosť mikroštruktúry tenkých vrstiev, sú pre optimálne a stabilné spojenie s biologickým systémom nesmierne dôležité [100][101]. Analytické nástroje, ktoré môžu poskytnúť priestorovo rozlíšenú morfológiu povrchu vzoriek s vysokým rozlíšením, (rádovo v mikrometroch až nanometroch), sú dôležité a užitočné [102]. Morfológia a mikroštruktúra tenkej vrstvy je definovaná parametrami ako je drsnosť povrchu, tvorba kryštalických domén, distribúcia komponentov a molekulárnych priestorových vzťahov [101][103]. Z dôvodu optimálneho a stabilného spojenia s biologickým systémom je dôležité zvoliť presné a spoľahlivé depozičné techniky na kontrolu morfológie a mikroštruktúr, ako

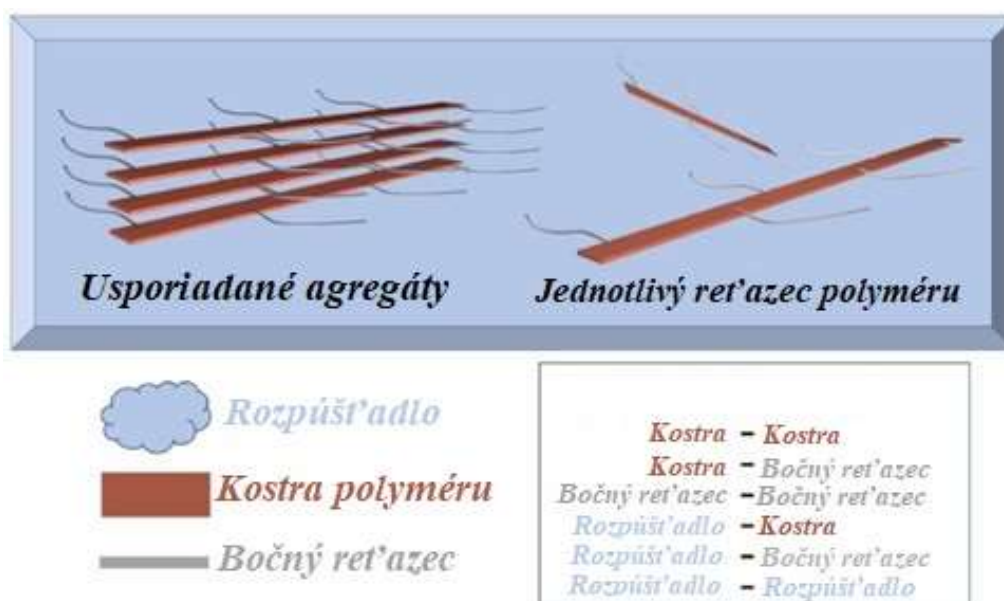
napríklad rotačné nanášanie, ktoré umožňujú pripraviť tenké vrstvy s vysokou presnosťou hrúbky a rovnomernosti vrstvy [104]. Morfológia polyméru sa týka fyzikálnej štruktúry a usporiadania polymérov v materiáli, vrátane povrchovej topografie materiálu. Morfológiu a mikroštruktúru tenkých vrstiev je možné pozorovať pomocou mikroskopie atomárnych síl (AFM), skenovacej elektrónovej mikroskopie (SEM), transmisnej elektrónovej mikroskopie (TEM) a profilometrie [102]. Na mikroskopickej úrovni konjugované polyméry typicky tvoria kryštalické a amorfné oblasti s veľkosťou domén v  $\mu\text{m}$ – $\text{nm}$  [102][105]. Susedné kryštalické domény môžu byť spojené niekoľkými dlhými polymérnymi reťazcami. Tieto reťazce zohrávajú rozhodujúcu úlohu v procese prenosu náboja cez celý tenký film. Defekt polymérnych reťazcov v kryštalických doménach môže byť opísaný kumulatívnymi a nekumulatívnymi vadami. Kumulatívna vada popisuje variácie mriežky, nazývané parakryštalinita, zatiaľ čo nekumulatívna porucha popisuje nepravidelné defekty parametrov kryštalickej mriežky ktoré sú zapríčinené tepelným pohybom [103] [106]. Amorfné oblasti pozostávajú z náhodne interagujúcich polymérnych reťazcov (Obrázok 14) [107].



Obrázok 14: Rôzne  $\pi$ -interakcie polymérnych reťazcov a zodpovedajúce mikroštruktúry. (a) Usporiadané  $\pi$ -skladanie vedúce ku (c) kryštalickým mikroštruktúram. (b)  $\pi$ -kontakt cez niekoľko polymérnych jednotiek, čo vedie k (d) amorfným mikroštruktúram. Oranžová farba v  $\pi$ -skladaní a  $\pi$ -kontakte zvýrazňuje polymérne jednotky, ktoré tvoria  $\pi$ -interakcie medzi polymérnymi kostrami [2],[102]

Povaha kryštalických a amorfných oblastí je závislá od toho, ako sú polymérne reťazce „naskladané“. Vyššia kryštalinita a nižšia porucha v polymérnych filmoch zvyčajne vedú k vyššej mobilite nosiča [108]. Pozorovaná vysoká usporiadanosť polymérnych reťazcov prispela k vyššej efektívnosti transportu (Obrázok 14 (a, c)). Je kritické dosiahnuť vysokovýkonnú polymérnu elektroniku prostredníctvom vyváženého kryštalických a amorfných mikroštruktúr, najmä na riadenie mechanických vlastností v bioelektronických zariadeniach [109][110]. Porozumenie mikroštruktúre, morfológií a agregácií konjugovaných polymérov v roztoku uľahčí optimalizáciu bioelektronických zariadení. Pre prenos náboja v polymérnych tenkých vrstvách je efektívnejšie, keď sú agregáty vysoko usporiadané a to vedie k vyššej kryštalinite a krátkym vzdialenostiam  $\pi$ -kontaktu v tenkých vrstvách. To má za následok

zvýšenie medzireťazcového transportu náboja, čo vedie k vyššej mobilite nosiča náboja [102]. Konformácia reťazca a agregáčna štruktúra konjugovaných polymérov sa v roztoku a počas procesu tvorby filmu dynamicky mení (Obrázok 15) [111][112].



Obrázok 15: Model štruktúry a molekulárnych interakcií konjugovaných polymérov v roztoku [2][102]

Jedným z dôležitých aspektov charakterizácie topografie tenkých vrstiev je znalosť morfológie a drsnosti povrchu skúmaných materiálov. Charakterizácia topografie povrchu má kľúčový význam pri skúmaní účinkov rôznych topografií na interakcie s biologickými objektmi. To zahŕňa merania drsnosti povrchu, špecifickej plochy povrchu, mierky a tvaru prvku atď. Pre bežné topografie povrchu možno takéto vlastnosti získať mikroskopickými technikami. Charakterizácia sa však stáva zložitejšou v prípade nepravidelných a neusporiadaných polymérnych reťazcov, teda pri amorfnej mikroštruktúre. Drsnosť povrchu je dôležitý parameter, ktorý môže charakterizovať nepravidelný topografický povrch. Existujú rôzne typy prístrojov na meranie drsnosti, ako je mikroskop atómovej sily (AFM), profilometer a rôzne mikroskopické prístroje. AFM ponúka neporovnateľné rozlíšenie a je ideálnym nástrojom na popis topografie v nanometrovej mierke. Najčastejšie používané parametre drsnosti v oblasti biomateriálov sú aritmetický priemer drsnosti  $R_a$  a stredná kvadratická drsnosť  $R_q$ . Treba však poznamenať, že hodnota parametra drsnosti povrchu závisí od rozsahu merania [113]. Vlastnosti materiálu ako drsnosť povrchu a morfológia poskytujú informácie o hrúbke a rovnomernosti povrchu tenkých vrstiev. Morfológia tenkých vrstiev môže ovplyvniť dostupnú plochu pre bunkovú adhéziu. Ďalej tieto vlastnosti materiálu môžu ovplyvniť hodnoty elektrickej vodivosti, zrnitosť povrchu ktorá signifikantne ovplyvní adhéziu buniek a proteínov. Ďalším dôležitým aspektom charakterizácie topografie je identifikácia defektov a nedokonalostí povrchu tenkých vrstiev. Defekty a nepravidelnosti povrchu môžu výrazne ovplyvniť vlastnosti materiálu, preto je nevyhnutné tieto povrchové defekty odhaliť a analyzovať pomocou metód s vysokou citlivosťou a rozlíšením. Medzi metódy spĺňajúce tieto podmienky patrí skenovacia elektrónová mikroskopia (SEM) a mikroskopia atomárných síl

(AFM). Z dôvodu splnenia týchto podmienok boli v našej práci použité pre detailnú analýzu povrchových vlastností, pri ktorej by sa zároveň dokázali odhaliť a analyzovať defekty na povrchu študovaných materiálov. Medzi nežiadúce povrchové defekty povrchu patria praskliny, diery a dutiny, ktoré môžu ohroziť mechanické a elektrické vlastnosti tenkých vrstiev. Praskliny a diery môžu viesť k zníženiu vodivosti tenkých vrstiev dopovaných konjugovaných materiálov a zároveň ovplyvniť mechanickú stabilitu materiálov, zatiaľ čo dutiny môžu spôsobiť delamináciu a priľnavosť k substrátu. Identifikácia defektov a nedokonalostí je dôležitá pre zabezpečenie spoľahlivosti v bioelektronických aplikáciách. V prípade konjugovaných polymérov na báze PEDOT, ktoré sú implementované v bioelektronických zariadeniach môže topografia ovplyvniť elektrochemické vlastnosti materiálu, ktoré ovplyvňujú citlivosť zariadenia a sú rozhodujúce pre jeho použitie v bioelektronických aplikáciách [114]. Hrúbka a rovnomernosť tenkých vrstiev rovnako ovplyvňuje elektrickú vodivosť materiálu, pri tenkých vrstvách s hladkým povrchom vedie nárast hrúbky k vyššej vodivosti [25]. Detailný snímok hladkosti tenkých vrstiev môže poskytnúť pohľad na výkon a funkčnosť materiálu, najmä v aplikáciách, ktoré vyžadujú presnú kontrolu elektronických a optických vlastností. Povrchová topografia je charakterizovaná koeficientom drsnosti ( $R_a$ ), ktorý popisuje priemernú drsnosť povrchu materiálu a je dôležitou metrikou pre charakterizáciu topografie [115]. Drsnosť povrchu môže ovplyvniť konformáciu a orientáciu transmembránových proteínov adsorbovaných na povrchu, čo môže ovplyvniť bunkovú signalizáciu a aj bunkovú adhéziu k materiálu. Adhézia bunky s príslušným materiálom silne ovplyvňuje elektrické parametre zariadenia a preto je cieľom, aby sa minimalizoval priestor medzi bunkou a materiálom, čo pomôže maximalizovať meraný signál [114][115].

### **3 EXPERIMENTÁLNA ČASŤ**

#### **3.1 Cieľ experimentálnej činnosti**

Hlavným cieľom práce bola povrchová analýza tenkých vrstiev z čistých a modifikovaných organických polovodivých materiálov, ktoré majú v budúcnosti vysoký potenciál uplatnenia pre oblasť bioelektroniky. V práci boli skúmané tenké vrstvy pripravené z konjugovaných a dopovaných polymérov na báze poly(3,4-etyléndioxytiofénu) (PEDOT) z hľadiska ich potencionálneho využitia v bioelektronických aplikáciách. Okrem nových vyvíjajúcich sa organických materiálov, ktoré sa v súčasnosti používajú v tkanivovom inžinierstve a regeneratívnej medicíne, by materiály pre organickú bioelektroniku mali disponovať dobrou vodivosťou a vhodnými mechanickými vlastnosťami, ktoré sa približujú vlastnostiam biologických štruktúr. Organické bioelektronické materiály by tiež mali mať nákladovo efektívnu syntézu v rôznych mierkach, stabilitu a biokompatibilitu. Kontakt medzi bunkou a povrchom materiálu sa javí ako veľmi dôležitý. Úspešná integrácia tenkých vrstiev pripravených z konjugovaných polymérov na báze PEDOT do bioelektronických zariadení závisí od ich schopnosti optimálnej adhézie s bunkami. Aby sa dosiahla úspešná integrácia materiálov s biologickými systémami, je dôležité poznať vplyv povrchových vlastností na bunkovú adhéziu. Z poznatkov získaných z teoretickej časti o morfológických vlastnostiach vyplýva, že znalosť topografie tenkých vrstiev skúmaných materiálov je významná nie len pre optimalizáciu elektrochemických vlastností materiálov pre bioelektroniku, ale aj

pre dosiahnutie optimálnej bunkovej adhézie, na ktorú ma významný vplyv drsnosť povrchu spolu s hydrofilitou materiálu, ktorá bola súčasťou predmetu našej štúdie. Znalosť povrchovej topografie dokáže prispieť k optimálnej adhézií buniek a aj samotného výkonu elektronického zariadenia. V konečnom dôsledku dokáže viesť k vývoju efektívnejších a spoľahlivejších polovodivých materiálov aplikovateľných pre bioelektronické aplikácie. Zo spomínaných dôvodov ako je vysoká elektrická vodivosť, nenáročná príprava a jednoduchá modifikovateľnosť povrchových vlastností, bol pre našu prácu vybraný polovodivý polymér poly(3,4-etyléndioxytiofén):poly(dodecylbenzosulfonát) (PEDOT:DBSA). Predmetom našej štúdie bola povrchová analýza tenkých vrstiev polyméru PEDOT:DBSA a vplyv prídavku sekundárnych dopantov na zmenu povrchových vlastností polyméru PEDOT:DBSA s cieľom pripraviť materiál s optimalizovanými povrchovými vlastnosťami pre bioelektronické aplikácie. Dosiahnutie takého materiálu je stále veľkou výzvou, pretože tieto vlastnosti ako hladkosť a zmáčavosť sú nepriamo korelované, na úkor zlepšenia povrchových vlastností materiálu sa môžu zhoršiť iné vlastnosti materiálu, ako zmáčavosť, vodivosť, alebo homogenita materiálu. Konjugovaný polovodivý polymér poly(3,4-etyléndioxytiofén):poly(styrénsulfonát) (PEDOT:PSS), ktorý je jedným z najčastejšie využívaných materiálov v oblasti bioelektroniky a zároveň patrí k najviac dôkladne preštudovaným materiálom pre medicínske aplikácie, bol v práci použitý ako referenčný materiál. Ďalej bol našej práci bol pozorovaný vplyv prídavku rôznych sekundárnych dopantov ako (3-glycidylxypropyl)trimetoxysilán (GOPS), etylénglykol (EG) a dodecylbenzosulfonová kyselina (DBSA) na zmenu povrchových vlastností tenkých vrstiev študovaných polymérov na báze polyméru PEDOT. V prvej časti experimentálnej činnosti bola skúmaná povrchová energia tenkých vrstiev študovaných materiálov pomocou stanovenia kontaktných uhlov. V druhej časti práce boli pozorované a porovnané morfológické vlastnosti pripravených tenkých vrstiev pomocou vybraných metód: **1) Skenovacia elektronová mikroskopia (SEM), 2) Mikroskopia atomárnych síl (AFM), 3) Profilometria.**

### **3.2 Použité materiály**

Predmetom práce bolo štúdium povrchových vlastností tenkých vrstiev konjugovaného polyméru poly(3,4-etyléndioxytiofén):poly(dodecylbenzosulfonát) (PEDOT:DBSA, syntetizovaný spoločnosťou „Centrum organické chemie s.r.o.“). Za účelom pozorovania zmien povrchových vlastností študovaného polyméru PEDOT:DBSA spôsobených prídavkom sekundárnych dopantov boli pripravené dva rôzne dopované materiály, a to PEDOT:DBSA s prídavkom (3-glycidylxypropyl)trimetoxysilánu, (GOPS, Sigma Aldrich, EC No.: 219-784-2, katalógové číslo: 440167) (*Obrázok 9*) a PEDOT:DBSA s prídavkom GOPS a etylénglykolu (EG, Sigma Aldrich, EC No.: 203-473-3, katalógové číslo: 324558) (*Obrázok 11*). Konjugovaný polymér poly(3,4-etyléndioxytiofén):poly(styrénsulfonát) (PEDOT:PSS, Sigma Aldrich, EC No.: 203-572-1, katalógové číslo: 739324) (*Obrázok 5*) bol v práci použitý ako referenčný materiál. Pre pozorovanie vplyvu sekundárnych dopantov na náš referenčný polymér PEDOT:PSS bol pripravený dopovaný polymér PEDOT:PSS s prídavkom EG, GOPS a dodecylbenzosulfonovej kyseliny (DBSA, Sigma Aldrich, EC No.: 204-489-3, katalógové číslo: 44198) (*Obrázok 12*).



### 3.3 Príprava vzorkov

Materiály použité na prípravu študovaných tenkých vrstiev: 1) čistý PEDOT:DBSA, 2) PEDOT:DBSA dopovaný 5 v/v % GOPS, 3) PEDOT:DBSA dopovaný 5 v/v % GOPS spolu s 5 v/v % EG, 4) čistý PEDOT:PSS, 5) PEDOT:PSS dopovaný 5 v/v % EG, ďalej s 1 v/v % GOPS a 1 v/v % DBSA. Zásobné roztoky pre prípravu tenkých vrstiev boli pripravené podľa *Tabuľka 1*. Pripravené zásobné roztoky boli prefiltrované cez filter vyrobený z materiálu acetát celulózy o veľkosti pórov 5  $\mu\text{m}$ . Sklenené substráty kruhového tvaru o priemere 15 mm boli dôkladne čistené v ultrazvukovej lázni po dobu 10 min. v roztoku NaOH a po uplynutí doby boli sklenené substráty prenesené do isopropyl alkoholu a opäť vložené do ultrazvukovej lázne na dobu 10 min. Po uplynutí tejto doby boli substráty sušené pomocou suchého vzduchu. Na rotačnom nanášači (Bruker, DektakXT) boli pomocou statickej metódy na čisté sklenené substráty nanesené tenké vrstvy našich študovaných organických polovodivých polymérov ( $V_{\text{vzorky}} = 100 \mu\text{l}$ ,  $\omega_{\text{nanášania}} = 1800 \text{ ot/min}$ ,  $t_{\text{nanášania}} = 45 \text{ s}$ ). Následne boli pripravené vzorky prenesené na predhriatu vykurovaciu dosku o teplote 140 °C na dobu 60 min. Pre štúdium voľnej povrchovej energie a pre všetky morfológické analýzy boli vzorky pripravené identicky opísaným postupom.

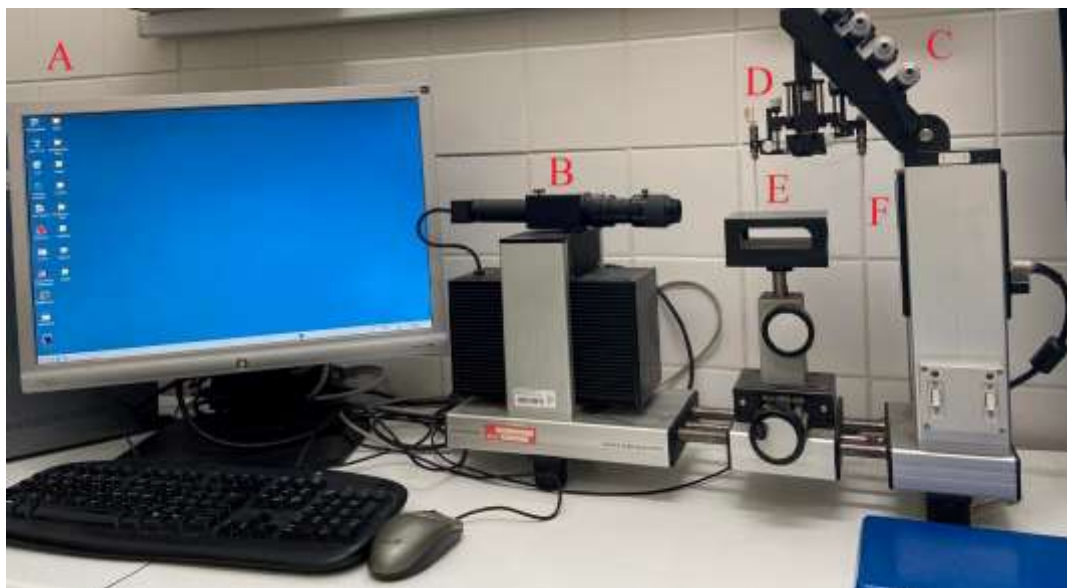
*Tabuľka 1: Príprava zásobných roztokov polovodivých polymérov*

Materiál (polymér)	$V_{\text{PEDOT}}$ [v/v %]	$V_{\text{GOPS}}$ [v/v %]	$V_{\text{EG}}$ [v/v %]	$V_{\text{DBSA}}$ [v/v %]
PEDOT:DBSA	100	0	0	0
PEDOT:DBSA/ GOPS	95	5	0	0
PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG	90	5	5	0
PEDOT:PSS	100	0	0	0
PEDOT:PSS/ GOPS/ EG/ DBSA	93	1	5	1

### 3.4 Postup merania

#### 3.4.1 Stanovenie voľnej povrchovej energie pomocou kontaktného uhla

Na tenkú vrstvu študovaného polyméru bola kvapnutá príslušná referenčná kvapalina a pomocou nastaviteľnej kamery pripojenej k riadiacej jednotke (PC) bol pozorovaný kontaktný uhol fázového rozhrania pevná látka/kvapalina (*Obrázok 16*). Referenčné kvapaliny, ktoré boli použité pre vyhodnotenie povrchovej energie pripravených tenkých vrstiev študovaných polymérov boli 1) voda, 2) dietylenglykol a 3) dijodometán. Podľa získaných hodnôt kontaktných uhlov bola následne softvérovo vyhodnotená povrchová energia pomocou využitia metódy OWRK (Owens – Wendt – Rabel – Kaelble). Stanovenie povrchovej energie pomocou merania kontaktného uhla bolo vykonané za laboratórnych podmienok, teda laboratórnej teploty a atmosférického tlaku.



Obrázok 16: Aparatúra na stanovenie kontaktného uhla: A: Počítač s vyhodnocovacím systémom (riadiaca jednotka), B: Nastaviteľná a posuvná kamera, C: Zásobníky s použitými referenčnými kvapalinami (voda, dietylénlykol, dijodometán), D: Injekčný dávkovač referenčných kvapalín, E: Posuvná podložka ktorá slúži pre umiestnenie vzorkov, F: Zdroj svetla

### 3.4.2 Skenovacia elektrónová mikroskopia

Morfologická analýza tenkých vrstiev študovaných materiálov bola uskutočnená pomocou skenovacej elektrónovej mikroskopie (SEM) (ZEISS, EVO LS10). Pre našu morfológickú analýzu bolo zvolené urýchľovacie napätie 15 kV. Rozlíšenie obrazu bola nastavené na 1024 x 769 pixelov, s rozlíšením pixelu 580,5 nm. Pracovná vzdialenosť vzorkov bola nastavená na 11,45 mm.

### 3.4.3 Mikroskopia atomárnych síl

Topografická analýza našich študovaných tenkých vrstiev bola uskutočnená pomocou využitia mikroskopie atomárnych síl (AFM) (Bruker, NanoWizard) za použitia sondy Tespa-V2 ( $f = 320$  kHz,  $k = 42$  N/m) potiahnutou hliníkovou vrstvou. Bol zvolený bezkontaktný režim a veľkosť skenovania bola nastavená na  $30\ \mu\text{m} \times 30\ \mu\text{m}$  s rýchlosťou skenovania 0,2 Hz. Zo spracovaných snímok sa ďalej pomocou softvéru analyzovala výška, drsnosť a morfológia povrchu vzorky.

### 3.4.4 Profilometria

Drsnosť povrchu tenkých vrstiev študovaných materiálov bola analyzovaná za pomoci využitia profilometrie (Bruker, Dektak XT). Profilometrické merania boli nastavené v kontaktnom režime so vzorkou s možnosťou vytvárania povrchových máp. Hrot profilometra bol privedený do kontaktu s povrchom vzorky kontrolovanou silou 3 mg. Povrch vzorky bol skenovaný pomocou mapovacieho režimu s dĺžkou  $250\ \mu\text{m}$  a rozšírením mapy  $100\ \mu\text{m}$ . Rozlíšenie skenovania bolo nastavené na 20 dátových bodov na  $1\ \mu\text{m}$ . Oblasť skenovania bola zvolená tak, aby bola reprezentatívna pre celú vzorku, a na zabezpečenie reprodukovateľnosti výsledkov sa vykonalo viacero meraní rôznych oblastí vzorky. Priemerná hodnota drsnosti

materiálu ( $R_a$ ) sa vypočítala pomocou softvéru zo získaných údajov z rôznych oblastí vzorky a použila sa ako miera drsnosti povrchu vzorky daného materiálu.

### 3.5 Výsledky a diskusia

#### 3.5.1 Povrchová energia a hydrofilita

Cieľom merania kontaktného uhla bolo stanovenie povrchovej energie študovaných materiálov. Výsledky povrchovej energie vyhodnotené pomocou metódy OWRK boli zhrnuté do *Tabuľka 2*.

*Tabuľka 2: Súhrn nameraných hodnôt voľnej povrchovej energie pre študované polyméry*

Polovodivý polymér	Voľná povrchová energia [mJ/m <sup>2</sup> ]
PEDOT:DBSA	59,4 ± 0,8
PEDOT:DBSA/ GOPS	37,3 ± 0,3
PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG	36,7 ± 0,5
PEDOT:PSS	57,6 ± 1,7
PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS	72,9 ± 0,1

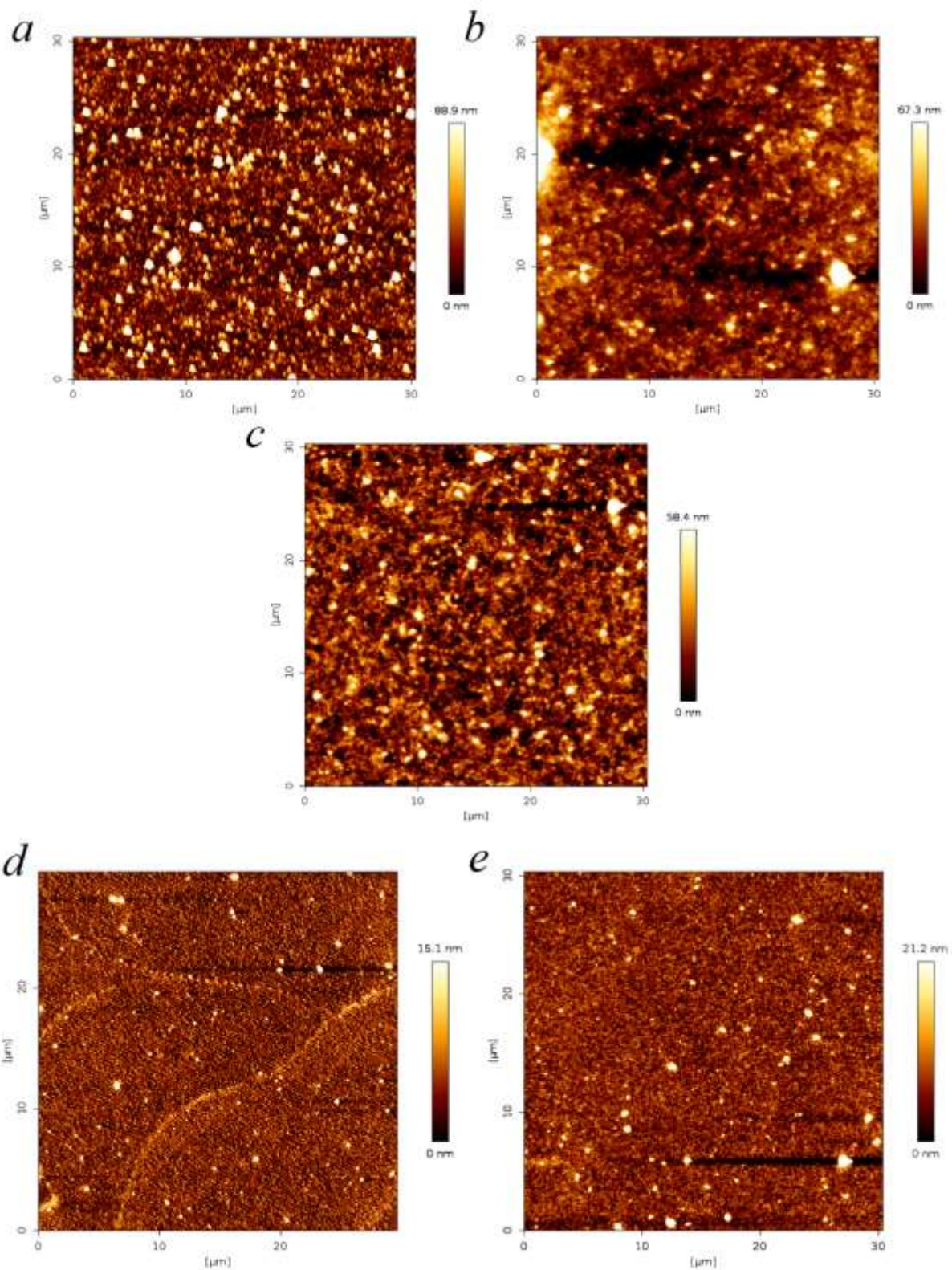
Pre čistý polymér PEDOT:DBSA bola hodnota voľnej povrchovej energie stanovená na 59,4 mJ/m<sup>2</sup>. Prídavok sieťovacieho činidla (3-glycidylxypropyl)trimetoxysilánom (GOPS) viedol v prípade polyméru PEDOT:DBSA/ GOPS k poklesu hodnoty voľnej povrchovej energie na hodnotu 37,3 mJ/m<sup>2</sup>. Približne rovnaká hodnota bola stanovená pre dopovaný polymér PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG, pre tento dopovaný polymér bola stanovená hodnota voľnej povrchovej energie na 36,7 mJ/m<sup>2</sup>. Hodnota čistého referenčného polyméru PEDOT:PSS bola experimentálne stanovená na 57,6 mJ/m<sup>2</sup>. Hodnota povrchovej energie pre polymér PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS bola stanovená na 72,9 mJ/m<sup>2</sup>. Zo získaných hodnôt z *Tabuľka 2* vyplýva, že prídavok sieťovacieho činidla GOPS pre materiál PEDOT:DBSA/ GOPS dokázal výrazne znížiť hodnotu voľnej povrchovej energie v porovnaní s čistým polymérom PEDOT:DBSA, a to z pôvodnej hodnoty povrchovej energie čistého PEDOT:DBSA 59,4 mJ/m<sup>2</sup> na hodnotu 37,3 mJ/m<sup>2</sup> pre PEDOT/DBSA/ GOPS. Pri porovnaní získaných hodnôt povrchovej energie pre dopovaný materiál PEDOT:DBSA/ GOPS a PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG vyplýva, že doplnujúci prídavok EG do materiálu PEDOT/ GOPS/ EG má na povrchovú energiu zanedbateľný vplyv. Ďalej bolo pozorované, že prídavok sekundárnych dopantov DBSA spolu s GOPS a EG pre polymér PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS spôsobil výrazné navýšenie hodnoty voľnej povrchovej energie. Zo získaných výsledkov vyplýva, že zo študovaných materiálov dosiahol PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS najväčšiu afinitu k polárnym rozpúšťadlám a bude mať silné adhézne sily k vode, teda zo študovaných materiálov je najviac hydrofilný. Naopak z hodnôt voľnej povrchovej energie vyplýva, že PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG je z našich študovaných materiálov najviac hydrofóbny, teda pre polárne rozpúšťadla nenastane energeticky výhodná interakcia s materiálom. Zo získaných poznatkov môžeme vyhodnotiť, že z našich študovaných materiálov by polymér PEDOT:DBSA spolu s polymérom PEDOT:PSS a jeho dopovanou formou PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS by mohli byť vhodnými materiálmi pre priaznivú

bunkovú adhéziu, ktorá je významne dôležitá a nevyhnutná pre bioelektroniku [115]. Prídavok sieťovacieho činidla GOPS pre polymér PEDOT:DBSA/ GOPS má negatívny vplyv na hodnotu povrchovej energie, teda jeho prídavkom sa výrazne znížila jeho povrchová energia v porovnaní s čistým PEDOT:DBSA (*Tabuľka 2*). Zníženie povrchovej energie po prídavku sieťovacieho činidla GOPS k polyméru PEDOT:DBSA môže byť spôsobené tým, že sieťovacie činidlo GOPS reaguje so skupinami DBSA za vzniku nových chemických zlúčenín, ktoré majú nižšiu povrchovú energiu ako čistý PEDOT:DBSA. Je dôležité pripomenúť, že pre každý typ buniek sa bude hodnota povrchovej energie pre optimálnu adhéziu odlišovať [115]. Prídavok dopantu EG k zosieťovanému polyméru PEDOT:DBSA/ GOPS znížil hodnotu povrchovej energie zanedbateľne. To mohlo byť spôsobené tým, že keď je materiál PEDOT:DBSA chemicky zosieťovaný činidlom ako je GOPS, tak sú polymérne reťazce PEDOT:DBSA kovalentne viazané a povrchové vlastnosti sú pre tento materiál stabilnejšie a menej náchylné na zmenu povrchovej energie a hydrofility, ako napríklad dodatočným prídavkom EG. Faktorom zanedbateľného vplyvu EG na povrchovú energiu zosieťovaného PEDOT:DBSA/ GOPS môže byť zapríčinený aj nízkou koncentráciou hydrofilného EG. Prídavok dopantov DBSA, GOPS a EG k referenčnému polyméru PEDOT:PSS mal opačný trend zmeny povrchovej energie, po prídavku dopantov sa jeho povrchová energia významne zvýšila (*Tabuľka 2*). Pre našu ciele bioelektronickú aplikáciu má po prídavku dopantov DBSA, GOPS a EG k polyméru PEDOT:PSS požadovaný efekt zvýšenia povrchovej energie materiálu. Sekundárny dopant DBSA má hydrofóbnu povahu a v porovnaní s čistým PEDOT:PSS má nižšiu hodnotu povrchovej energie. Prídanie sekundárneho dopantu DBSA k materiálu PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS mohlo spôsobiť zmenu v distribúcii segmentov PEDOT a PSS prítomných v tenkej vrstve a následne k celkovému zníženiu povrchovej energie a tým k zmene hydrofility materiálu. Pre overenie správnosti získaných hodnôt povrchovej energie referenčného polyméru PEDOT:PSS boli výsledky porovnané s literatúrou, kde hodnota našej získanej povrchovej energie a kontaktného uhlu za rovnakých experimentálnych podmienok pre PEDOT:PSS odpovedá hodnote uvedenej v literatúre [116]. Ďalej bol na základe literatúry overený očakávaný nárast povrchovej energie po prídavku sieťovacieho činidla GOPS k polyméru PEDOT:PSS [116].

### 3.5.2 Morfológická analýza pomocou AFM

Výstupom meraní AFM bol získanie informácií o homogenite študovaných materiálov a pozorovanie zmeny hrúbky tenkých vrstiev študovaných materiálov po prídavku aditív (*Obrázok 17*). Najviac drsný povrch bol stanovený pre čistý polymér PEDOT:DBSA, ktorého povrch bol tvorený veľkým množstvom neusporiadaných agregátov o výške 88,9 nm (*Obrázok 17a*), ktoré v tomto nadmernom množstve spôsobili nerovnomernosť povrchu. Pre porovnanie s čistým polymérom PEDOT:DBSA, viedlo prídanie sieťovacieho činidla GOPS pre polymér PEDOT:DBSA/ GOPS k výraznému zníženiu počtu agregátov a teda k zlepšeniu hladkosti povrchu vrstvy, no stále v nej boli viditeľné agregáty, ktoré dosahovali výšku 67,3 nm (*Obrázok 17b*). Rozmer niektorých agregátov pre PEDOT:DBSA/ GOPS sa v porovnaní s čistým PEDOT:DBSA výrazne zväčšil, niektoré agregáty dosahovali rozmerov približne 3  $\mu\text{m}$  (*Obrázok 17b*). Prídavok aditív EG spolu s GOPS pre polymér PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG dokázal značne znížiť hrúbku vrstvy v porovnaní so zosieťovaným polymérom PEDOT:DBSA/ GOPS, kde najvyšší bod povrchu pre polymér PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG mal

výšku 58,4 nm (*Obrázok 17c*) a pri porovnaní s čistým PEDOT:DBSA sa dokázala významne znížiť drsnosť povrchu (*Obrázok 17c*). Pre čistý polymér PEDOT:PSS bola stanovená najnižšia hrúbka tenkej vrstvy, ktorá bola stanovená na 15,1 nm, a zároveň tento materiál vykazoval najviac hladký povrch s najvyššou homogenitou povrchu (*Obrázok 17d*). Pre dopovaný polymér PEDOT:PSS/DBSA/EG/GOPS sa v porovnaní s čistým PEDOT:PSS nepatrne narušila homogenita vrstvy (*Obrázok 17e*). Zvýšenie hrúbky vrstvy dopovaného polyméru PEDOT:PSS/DBSA/EG/GOPS bolo spôsobené zvýšením počtu a veľkosti agregátov na povrchu vrstvy (*Obrázok 17e*). Zvýšenie počtu a veľkosti agregátov pre polymér PEDOT:PSS/DBSA/EG/GOPS mohlo byť zapríčinené prídavkom sekundárneho dopantu EG a GOPS, čo viedlo k ovplyvneniu polymérnych reťazcov PEDOT a ďalších zložiek. Čistý polymér PEDOT:DBSA mal v porovnaní s referenčným polymérom PEDOT:PSS výrazne vyššiu hrúbku vrstvy, drsnosť povrchu a aj veľkosť a množstvo agregátov prítomných na povrchu. Prídavok sieťovacieho činidla GOPS pre polymér PEDOT:DBSA/EG/GOPS dokázal významne znížiť množstvo agregátov prítomných vo vrstve a tým znížiť priemernú hrúbku a drsnosť vrstvy, no je dôležité poznamenať že veľkosť niektorých agregátov sa zväčšila, ako je možné pozorovať na *Obrázok 17b*. Dodatočný prídavok EG pre polymér PEDOT:DBSA/EG/GOPS značne znížil hrúbku a drsnosť vrstvy (*Obrázok 17c*), s porovnaním s čistým polymérom PEDOT:DBSA. Po prídavku sieťovacieho činidla GOPS a EG pre dopovaný PEDOT:DBSA bol zo získaných výsledkov potvrdený očakávaný trend zvýšenia usporiadanosti polymérnych reťazcov v tenkej vrstve, zníženia priemernej drsnosti povrchu a zníženia hrúbky tenkej vrstvy [2] [89] [92]. Tento trend sa nám neprejavil pre dopovaný polymér PEDOT:PSS, kde mohol sekundárny dopant DBSA ovplyvniť interakcie so sieťovacím činidlom GOPS, čo mohlo viesť k zmene jeho morfológie.



Obrázok 17: Výsledky získané metódou AFM, rozlíšenie obrázkov:  $30\ \mu\text{m} \times 30\ \mu\text{m}$ , rýchlosť skenovania:  $0,2\ \text{Hz}$  pre: a) PEDOT:DBSA, b) PEDOT:DBSA/ GOPS, c) PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG, d) PEDOT:PSS, e) PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS

### 3.5.3 Morfológická analýza pomocou SEM

Pre overenie hladkosti povrchu tenkých vrstiev našich študovaných materiálov boli tenké vrstvy analyzované skenovacou elektrónovou mikroskopiou (SEM), kde bola overená hladkosť týchto povrchov. Zo SEM fotografií (viac Príloha) je možné pozorovať, že všetky vrstvy vykazujú mimoriadne hladký povrch. Čistý polymér PEDOT:DBSA vykazoval veľmi hladký povrch s minimálnym množstvom väčších agregátov na povrchu (*Obrázok 18*). Na SEM fotografií tenkej vrstvy dopovaného polyméru PEDOT:DBSA/ GOPS je možné pozorovať prítomnosť väčších agregátov (*Obrázok 19*). Dodatočný vplyv EG pre polymér PEDOT/ GOPS/ EG mal na drsnosť povrchu zanedbateľný vplyv (*Obrázok 20*). Čistý polymér PEDOT:PSS vykazoval zo všetkých študovaných materiálov najviac hladký povrch bez pozorovania prítomnosti agregátov, pomocou neznámej nečistoty prítomnej na povrchu sme boli schopný sa na tenkú vrstvu zaostriť (*Obrázok 21*). Pre dopovaný polymér PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS bola pozorovaná prítomnosť niekoľkých agregátov prítomných na povrchu vrstvy (*Obrázok 22*). Bolo dokázané, že prídavok GOPS k čistému polyméru PEDOT:DBSA viedol ku vzniku agregátov o menších rozmeroch. Ďalej bolo overené, že dodatočný prídavok sekundárneho dopantu EG pre polymér PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG mal na drsnosť povrchu zanedbateľný vplyv. Prídavok sekundárnych dopantov pre dopovaný polymér PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS v porovnaní s čistým PEDOT:PSS mal za následok vznik niekoľkých menších agregátov prítomných na povrchu vrstvy.

### 3.5.4 Drsnosť povrchu

Cieľ experimentu bol zameraný na analýzu priemernej hodnoty drsnosti povrchu ( $R_a$ ). Pomocou využitia profilemetrie, kde je dôležité pripomenúť že bolo opakovaných niekoľko meraní z rôznych častí vzorku, aby sa získané hodnoty drsnosti povrchu čo najviac priblížili skutočnej hodnote drsnosti povrchu tenkých vrstiev boli získané hodnoty priemernej drsnosti povrchov tenkých vrstiev pripravených zo študovaných materiálov, ktoré sú uvedené v *Tabuľka 3*. Pre čistý polymér PEDOT:DBSA bola stanovená priemerná hodnota drsnosti povrchu 0,105  $\mu\text{m}$ . Po pridaní sieťovacieho činidla GOPS sa drsnosť povrchu významne znížila na hodnotu 0,074  $\mu\text{m}$ . Prídavok EG k polyméru PEDOT:DBSA zosieťovaním spolu so sieťovacím činidlom GOPS nemal žiadny vplyv na zmenu hodnoty drsnosti povrchu, hodnota bola identická ako pre systém PEDOT:DBSA/ GOPS, teda 0,074  $\mu\text{m}$ . Pre referenčný polymér PEDOT:PSS bola stanovená priemerná hodnota drsnosti povrchu 0,056  $\mu\text{m}$ . Pre dopovaný polymér PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS sa očakávaný trend zníženia drsnosti povrchu opäť potvrdil, a priemerná hodnota drsnosti povrchu bola stanovená na 0,047  $\mu\text{m}$ .

*Tabuľka 3: Súhrn nameraných hodnôt priemernej drsnosti povrchu ( $R_a$ ) študovaných materiálov*

Materiál	Priemerná drsnosť ( $R_a$ ) [ $\mu\text{m}$ ]
PEDOT:DBSA	0,105 $\pm$ 0,008
PEDOT:DBSA/ GOPS	0,074 $\pm$ 0,010
PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG	0,074 $\pm$ 0,009
PEDOT:PSS	0,056 $\pm$ 0,004
PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS	0,047 $\pm$ 0,006

Zo získaných výsledkov dosiahol najvyššiu priemernú hodnotu koeficientu drsnosti povrchu polymér PEDOT:DBSA, ktorá je takmer dvakrát vyššia v porovnaní s čistým referenčným polymérom PEDOT:PSS. Pre dopovaný polymér PEDOT:PSS bola stanovená najnižšia priemerná drsnosť povrchu. Z predošlej štúdie o vplyve povrchovej energie na optimálnu adhéziu buniek bolo dokázané, že okrem povrchovej energie má na adhéziu buniek vplyv drsnosť povrchu [115]. Prídavok sieťovacieho činidla GOPS k polyméru PEDOT:DBSA má významný vplyv na drsnosť povrchu. Prídavkom GOPS bolo pozorované výrazne zníženie drsnosti povrchu PEDOT:DBSA (*Tabuľka 3*), čo je pre náš cieľový materiál ktorý by bol vhodný pre bioelektronické zariadenia veľmi pozitívny a požadovaný efekt, pretože bunky vyžadujú pre optimálnu adhéziu s povrchom materiálu hladký povrch. Prídavok dopantu EG mal zanedbateľný vplyv na drsnosť povrchu polyméru PEDOT:DBSA. Prídavok dopantov DBSA, GOPS a EG k referenčnému polyméru PEDOT:PSS mal menej výrazný vplyv na zmenu drsnosti povrchu. Prídavkom týchto dopantov k polyméru PEDOT:PSS bol pozorovaný identický trend zníženia drsnosti povrchu ako pri polyméru PEDOT:DBSA. Pri porovnaní našich získaných výsledkov pre referenčný polymér PEDOT:PSS s hodnotami uvedenými v literatúre, sa nám potvrdil očakávaný vplyv prídavku sieťovacieho činidla GOPS a sekundárneho dopantu EG na zníženie hodnotu priemernej drsnosti povrchu [89] [92] [117]. Zníženie drsnosti povrchu u študovaného materiálu PEDOT:DBSA a referenčného materiálu PEDOT:PSS mohlo byť spôsobené tým, že prídavok sieťovacieho činidla GOPS ovplyvní mikroštruktúru tenkej vrstvy, teda môže viesť k usporiadanejšiemu a kompaktejšiemu usporiadaniu polymérnych reťazcov a zníženiu množstva prítomných dutín a defektov v tenkej vrstve, čoho výsledkom je hladší povrch tenkej vrstvy. Zvýšenie drsnosti povrchu po prídavku EG k zosieťovanému polyméru PEDOT:DBSA mohlo to byť spôsobené tým, že PEDOT:DBSA bol už pred prídavkom EG chemicky zosieťovaný s činidlom GOPS, a z toho dôvodu mohol mať dodatočný prídavok EG na zmenu drsnosti povrchu zanedbateľný vplyv.



## 4 ZÁVER

Hlavným cieľom tejto diplomovej práce bola povrchová analýza s dôrazom na hydrofilitu a drsnosť povrchu tenkých vrstiev čistého a modifikovaného polyméru PEDOT:DBSA a sledovanie vplyvu prídavku sekundárnych dopantov na zmenu povrchových vlastností PEDOT:DBSA. Preto boli pripravené tenké vrstvy čistých polymérnych materiálov ako aj vrstvy materiálov dopovaných EG, DBSA, GOPS a ich povrchové vlastnosti boli študované pomocou mikroskopie atomárnych síl (AFM), skenovacej elektrónovej mikroskopie (SEM), profilometrie a merania kontaktného uhla pre stanovenie povrchovej energie tenkých vrstiev. Získané výsledky boli porovnané s referenčným polymérom PEDOT:PSS. V prvej časti práce bola študovaná hydrofilita materiálov, kde čistý polymér PEDOT:DBSA mal takmer identickú hodnotu povrchovej energie ako čistý referenčný polymér PEDOT:PSS. Po prídavku sieťovacieho činidla GOPS sa hodnota povrchovej energie čistého polyméru PEDOT:DBSA výrazne znížila a dodatočný prídavok EG mal na povrchovú energiu zanedbateľný vplyv. Pre čistý referenčný polymér PEDOT:PSS sa po prídavku sekundárnych dopantov DBSA, EG a GOPS hodnota povrchovej energie význame zvýšila a z našich študovaných materiálov vykazoval najvyššiu afinitu k polárnym rozpúšťadlám, teda z našich študovaných materiálov je najviac hydrofilný. Naopak z hodnôt voľnej povrchovej energie vyplýva, že dopovaný polymér PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG je z našich študovaných materiálov najviac hydrofóbny a pre polárne rozpúšťadla nenastane energeticky výhodná interakcia s týmto materiálom. Predmetom druhej časti práce bolo štúdium morfológie tenkých vrstiev študovaných materiálov. Z výsledkov získaných pomocou AFM bolo zistené, že čistý polymér PEDOT:DBSA má v porovnaní s referenčným polymérom PEDOT:PSS väčšie množstvo agregátov prítomných na povrchu a rozmer agregátov PEDOT:DBSA je viditeľne väčší ako pre čistý PEDOT:PSS. Ďalej hrúbka vrstvy čistého PEDOT:DBSA je v porovnaní s čistým PEDOT:PSS niekoľko násobne väčšia. Prídavok sieťovacieho činidla GOPS k polyméru PEDOT:DBSA viedol k zníženiu počtu agregátov prítomných na povrchu a ďalej viedol k zníženiu hrúbky vrstvy v porovnaní s čistým PEDOT:DBSA. Prídavok sekundárneho dopantu EG viedol k dodatočnému zníženiu hrúbky vrstvy v porovnaní s čistým PEDOT:DBSA. Prídavok sekundárnych dopantov DBSA, EG a GOPS k polyméru PEDOT:PSS viedol k navýšeniu hrúbky a veľkosti agregátov prítomných na povrchu v porovnaní s čistým PEDOT:PSS. Pomocou profilometrie bola skúmaná priemerná drsnosť povrchov študovaných materiálov. Z dosiahnutých výsledkov bolo dokázané, že PEDOT:DBSA má takmer dvojnásobne vyššiu hodnotu drsnosti povrchu ako čistý PEDOT:PSS a z našich študovaných materiálov vykazoval. Po prídavku GOPS k PEDOT:DBSA sa drsnosť povrchu značne znížila, avšak tento dopovaný materiál sa nepriblížil k hodnote drsnosti čistého PEDOT:PSS. Dodatočný prídavok EG k dopovanému polyméru PEDOT:DBSA/ GOPS mal na zmenu drsnosti povrchu zanedbateľný vplyv. Zníženie drsnosti povrchu v porovnaní s čistým polymérom PEDOT:PSS bolo pozorované aj pre dopovaný polymér PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS. Dopovaný PEDOT:PSS dopantmi DBSA, EG a GOPS vykazoval z našich študovaných materiálov najnižšiu hodnotu drsnosti povrchu. Za pomoci využitia skenovacej elektrónovej mikroskopie (SEM) bola overená drsnosť povrchu tenkých vrstiev študovaných materiálov. Bol overený vplyv prídavku sieťovacieho činidla GOPS k polyméru PEDOT:DBSA, ktorý mal za následok vznik zväčšených agregátov.

Ďalej bol overený dodatočný vplyv EG, ktorý má na drsnosť povrchu zanedbateľný vplyv. Na záver bol overený vplyv sekundárnych dopantov DBSA, EG, GOPS k referenčnému polyméru PEDOT:PSS, kde tento prídavok sekundárnych dopantov v porovnaní s čistým polymérom rovnako viedol k zvýšeniu drsnosti povrchu a k vzniku niekoľkých agregátov na povrchu tenkej vrstvy. Zo získaných výsledkov môžeme vyhodnotiť, že študovaný materiál PEDOT:DBSA je vhodným materiálom aplikovateľným pre bioelektronické aplikácie. Prídavok dopantov ako GOPS a EG k materiálu PEDOT:DBSA má celkovo pozitívny vplyv na jeho povrchové vlastnosti. Prídavok GOPS a EG síce zníži jeho hydrofilitu, no na druhej strane výrazne zlepši hladkosť povrchu, usporiadanosť polymérnych reťazcov a zníženie hrúbky tenkej vrstvy. No aj po prídavku dopantov GOPS a EG vykazuje zosieťovaný PEDOT:DBSA hodnotu povrchovej energie, ktorá je vhodná pre optimálnu bunkovú adhéziu. Je dôležité pripomenúť, že hodnota povrchovej energie pre optimálnu bunkovú adhéziu sa líši od typu buniek ktoré sú v kontakte s materiálom PEDOT:DBSA, z toho vyplýva že pre niektorý typ buniek nemusí byť znížená hodnota povrchovej energie zosieťovaných a dopovaných polymérov PEDOT:DBSA vhodná. Optimalizáciou oboch materiálov, PEDOT:DBSA i PEDOT:PSS, sa pomocou prídavku sekundárnych dopantov dosiahli lepšie výsledky povrchových vlastností v porovnaní s ich čistými formami, teda tieto optimalizované materiály sú vhodnejšími materiálmi pre bioelektronické aplikácie.

## 5 ZOZNAM POUŽITEJ LITERATÚRY

- [1] HIGGINS, Stuart G., Alessandra LO FIEGO, Ijeoma PATRICK, Adam CREAMER a Molly M. STEVENS, 2020. Organic Bioelectronics: Using Highly Conjugated Polymers to Interface with Biomolecules, Cells, and Tissues in the Human Body. *Advanced Materials Technologies* [online]. 5(11), 2000384. Dostupné z: doi:10.1002/admt.202000384
- [2] YAO, Ze-Fan, Jie-Yu WANG a Jian PEI, 2023. Controlling morphology and microstructure of conjugated polymers via solution-state aggregation. *Progress in Polymer Science* [online]. 136, 101626. Dostupné z: doi:10.1016/j.progpolymsci.2022.101626
- [3] KOUTSOURAS, Dimitrios A., Leona V. LINGSTEDT, Katharina LIEBERTH, Jonas REINHOLZ, Volker MAILÄNDER, Paul W. M. BLOM a Paschalis GKOUPIDENIS, 2019. Probing the Impedance of a Biological Tissue with PEDOT:PSS-Coated Metal Electrodes: Effect of Electrode Size on Sensing Efficiency. *Advanced Healthcare Materials* [online]. 8(23), 1901215. Dostupné z: doi:10.1002/adhm.201901215
- [4] INAL, Sahika, Adel HAMA, Magali FERRO, Charalampos PITSALIDIS, Julie OZIAT, Donata IANDOLO, Anna-Maria PAPPA, Mikhael HADIDA, Miriam HUERTA, David MARCHAT, Pascal MAILLEY a Róisín M. OWENS, 2017. Conducting Polymer Scaffolds for Hosting and Monitoring 3D Cell Culture. *Advanced Biosystems* [online]. 1(6), 1700052. Dostupné z: doi:10.1002/adbi.201700052
- [5] PARLAK, Onur, Scott Tom KEENE, Andrew MARAIS, Vincenzo F. CURTO a Alberto SALLEO, 2018. Molecularly selective nanoporous membrane-based wearable organic electrochemical device for noninvasive cortisol sensing. *Science Advances* [online]. 4(7), eaar2904. Dostupné z: doi:10.1126/sciadv.aar2904
- [6] BIHAR, Eloïse, Yingxin DENG, Takeo MIYAKE, Mohamed SAADAOU, George G. MALLIARAS a Marco ROLANDI, 2016. A Disposable paper breathalyzer with an alcohol sensing organic electrochemical transistor. *Scientific Reports* [online]. 6(1), 27582. Dostupné z: doi:10.1038/srep27582
- [7] RAMUZ, M., A. HAMA, J. RIVNAY, P. LELEUX a R. M. OWENS, 2015. Monitoring of cell layer coverage and differentiation with the organic electrochemical transistor. *Journal of Materials Chemistry B* [online]. 3(29), 5971–5977. Dostupné z: doi:10.1039/C5TB00922G
- [8] CURTO, Vincenzo F., Bastien MARCHIORI, Adel HAMA, Anna-Maria PAPPA, Magali P. FERRO, Marcel BRAENDLEIN, Jonathan RIVNAY, Michel FIOCCHI, George G. MALLIARAS, Marc RAMUZ a Róisín M. OWENS, 2017. Organic transistor platform with integrated microfluidics for in-line multi-parametric in vitro cell monitoring. *Microsystems & Nanoengineering* [online]. 3(1), 17028. Dostupné z: doi:10.1038/micronano.2017.28
- [9] JONSSON, Amanda, Sahika INAL, Ilke UGUZ, Adam J. WILLIAMSON, Loïg KERGOAT, Jonathan RIVNAY, Dion KHODAGHOLY, Magnus BERGGREN, Christophe BERNARD, George G. MALLIARAS a Daniel T. SIMON, 2016. Bioelectronic neural pixel: Chemical stimulation and electrical sensing at the same site. *Proceedings of the National Academy of Sciences* [online]. 113(34), 9440–9445. Dostupné z: doi:10.1073/pnas.1604231113
- [10] SIMON, Daniel T., Sindhulakshmi KURUP, Karin C. LARSSON, Ryusuke HORI, Klas TYBRANDT, Michel GOINY, Edwin W. H. JAGER, Magnus BERGGREN, Barbara CANLON a Agneta RICHTER-DAHLFORS, 2009. Organic

- electronics for precise delivery of neurotransmitters to modulate mammalian sensory function. *Nature Materials* [online]. **8**(9), 742–746. Dostupné z: doi:10.1038/nmat2494
- [11] GABRIELSSON, Erik O., Astrid ARMGARTH, Per HAMMARSTRÖM, K. Peter R. NILSSON a Magnus BERGGREN, 2016. Spatiotemporal Control of Amyloid-Like A $\beta$  Plaque Formation Using a Multichannel Organic Electronic Device. *Macromolecular Materials and Engineering* [online]. **301**(4), 359–363. Dostupné z: doi:10.1002/mame.201500428
- [12] POXSON, David J., Erik O. GABRIELSSON, Alberto BONISOLI, Ulrika LINDERHED, Tobias ABRAHAMSSON, Isabelle MATTHIESEN, Klas TYBRANDT, Magnus BERGGREN a Daniel T. SIMON, 2019. Capillary-Fiber Based Electrophoretic Delivery Device. *ACS Applied Materials & Interfaces* [online]. **11**(15), 14200–14207. Dostupné z: doi:10.1021/acsami.8b22680
- [13] JAKEŠOVÁ, Marie, Malin SILVERÅ EJNEBY, Vedran ĐEREK, Tony SCHMIDT, Maciej GRYSZEL, Johan BRASK, Rainer SCHINDL, Daniel T. SIMON, Magnus BERGGREN, Fredrik ELINDER a Eric Daniel GŁOWACKI, 2019. Optoelectronic control of single cells using organic photocapacitors. *Science Advances* [online]. **5**(4), eaav5265. Dostupné z: doi:10.1126/sciadv.aav5265
- [14] GHEZZI, Diego, Maria Rosa ANTOGNAZZA, Rita MACCARONE, Sebastiano BELLANI, Erica LANZARINI, Nicola MARTINO, Maurizio METE, Grazia PERTILE, Silvia BISTI, Guglielmo LANZANI a Fabio BENFENATI, 2013. A polymer optoelectronic interface restores light sensitivity in blind rat retinas. *Nature Photonics* [online]. **7**(5), 400–406. Dostupné z: doi:10.1038/nphoton.2013.34
- [15] JONSSON, Amanda, Theresia Arbring SJÖSTRÖM, Klas TYBRANDT, Magnus BERGGREN a Daniel T. SIMON, 2016. Chemical delivery array with millisecond neurotransmitter release. *Science Advances* [online]. **2**(11), e1601340. Dostupné z: doi:10.1126/sciadv.1601340
- [16] FIDANOVSKI, Kristina a Damia MAWAD, 2019. Conjugated Polymers in Bioelectronics: Addressing the Interface Challenge. *Advanced Healthcare Materials* [online]. **8**(10), 1900053. Dostupné z: doi:10.1002/adhm.201900053
- [17] STRAKOSAS, Xenofon, John SELBERG, Zahra HEMMATIAN a Marco ROLANDI, 2017. Taking Electrons out of Bioelectronics: From Bioprotonic Transistors to Ion Channels. *Advanced Science* [online]. **4**(7), 1600527. Dostupné z: doi:10.1002/advs.201600527
- [18] YEUNG, Sin Yu, Xi GU, Chi Man TSANG, Sai Wah TSAO a I-ming HSING, 2019. Engineering organic electrochemical transistor (OECT) to be sensitive cell-based biosensor through tuning of channel area. *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. **287**, 185–193. Dostupné z: doi:10.1016/j.sna.2018.12.032
- [19] LEE, Wonryung, Dongmin KIM, Jonathan RIVNAY, Naoji MATSUHISA, Thomas LONJARET, Tomoyuki YOKOTA, Hiromu YAWO, Masaki SEKINO, George G. MALLIARAS a Takao SOMEYA, 2016. Integration of Organic Electrochemical and Field-Effect Transistors for Ultraflexible, High Temporal Resolution Electrophysiology Arrays. *Advanced Materials (Deerfield Beach, Fla.)* [online]. **28**(44), 9722–9728. Dostupné z: doi:10.1002/adma.201602237
- [20] JANG, Yoonjung, Moonjeong JANG, Hyoeun KIM, Sang Jin LEE, Eunyeong JIN, Jin Young KOO, In-Chul HWANG, Yonghwi KIM, Young Ho KO, Ilha HWANG, Joon Hak OH a Kimoon KIM, 2017. Point-of-Use Detection of Amphetamine-Type Stimulants with Host-Molecule-Functionalized Organic Transistors. *Chem* [online]. **3**(4), 641–651. Dostupné z: doi:10.1016/j.chempr.2017.08.015

- [21] NAGAMINE, Kuniaki, Taisei MANO, Rei SHIWAKU, Hiroyuki FURUSAWA, Hiroyuki MATSUI, Daisuke KUMAKI a Shizuo TOKITO, 2019. An L-lactate Biosensor Based on Printed Organic Inverter Circuitry and with a Tunable Detection Limit. *Sensors and Materials* [online]. **31**(4), 1205. Dostupné z: doi:10.18494/SAM.2019.2174
- [22] ANDERSON, J.M., 2017. 4.2 Biocompatibility and the Relationship to Standards: Meaning and Scope of Biomaterials Testing. In: *Comprehensive Biomaterials II* [online]. B.m.: Elsevier, s. 7–29. ISBN 9780081006924. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-08-100691-7.00108-7
- [23] WILLIAMSON, Adam, Marc FERRO, Pierre LELEUX, Esma ISMAILOVA, Attila KASZAS, Thomas DOUBLET, Pascale QUILICHINI, Jonathan RIVNAY, Balázs RÓZSA, Gergely KATONA, Christophe BERNARD a George G. MALLIARAS, 2015. Localized Neuron Stimulation with Organic Electrochemical Transistors on Delaminating Depth Probes. *Advanced Materials* [online]. **27**(30), 4405–4410. Dostupné z: doi:10.1002/adma.201500218
- [24] WILLIAMSON, Adam, Jonathan RIVNAY, Loïg KERGOAT, Amanda JONSSON, Sahika INAL, Ilke UGUZ, Marc FERRO, Anton IVANOV, Theresia Arbring SJÖSTRÖM, Daniel T. SIMON, Magnus BERGGREN, George G. MALLIARAS a Christophe BERNARD, 2015. Controlling Epileptiform Activity with Organic Electronic Ion Pumps. *Advanced Materials* [online]. **27**(20), 3138–3144. Dostupné z: doi:10.1002/adma.201500482
- [25] NEDEĽA, Oldřich, Petr SLEPIČKA a Václav ŠVORČÍK, 2017. Surface Modification of Polymer Substrates for Biomedical Applications. *Materials* [online]. **10**(10), 1115. Dostupné z: doi:10.3390/ma10101115
- [26] MOYSIDOU, Chrysanthi-Maria, Charalampos PITSALIDIS, Mohammed AL-SHARABI, Aimee M. WITHERS, J. Axel ZEITLER a Róisín M. OWENS, 2021. 3D Bioelectronic Model of the Human Intestine. *Advanced Biology* [online]. **5**(2), 2000306. Dostupné z: doi:10.1002/adbi.202000306
- [27] RIVEIRO, Antonio, Anthony L. B. MAÇON, Jesus DEL VAL, Rafael COMESAÑA a Juan POU, 2018. Laser Surface Texturing of Polymers for Biomedical Applications. *Frontiers in Physics* [online]. **6**, 16. Dostupné z: doi:10.3389/fphy.2018.00016
- [28] KIM, Jung Woo, Seung Hwa YOO, Young Bae KONG, Sung Oh CHO a Eun Je LEE, 2020. Hydrophilicity Improvement of Polymer Surfaces Induced by Simultaneous Nuclear Transmutation and Oxidation Effects Using High-Energy and Low-Fluence Helium Ion Beam Irradiation. *Polymers* [online]. **12**(12), 2770. Dostupné z: doi:10.3390/polym12122770
- [29] BOEHLER, Christian, Felix OBERUEBER, Sabine SCHLABACH, Thomas STIEGLITZ a Maria ASPLUND, 2017. Long-Term Stable Adhesion for Conducting Polymers in Biomedical Applications: IrOx and Nanostructured Platinum Solve the Chronic Challenge. *ACS Applied Materials & Interfaces* [online]. **9**(1), 189–197. Dostupné z: doi:10.1021/acsami.6b13468
- [30] BERGGREN, Magnus, Xavier CRISPIN, Simone FABIANO, Magnus P. JONSSON, Daniel T. SIMON, Eleni STAVRINIDOU, Klas TYBRANDT a Igor ZOZOULENKO, 2019. Ion Electron–Coupled Functionality in Materials and Devices Based on Conjugated Polymers. *Advanced Materials* [online]. **31**(22), 1805813. Dostupné z: doi:10.1002/adma.201805813
- [31] AKHTAR, Riaz, Michael J. SHERRATT, J. Kennedy CRUICKSHANK a Brian DERBY, 2011. Characterizing the elastic properties of tissues. *Materials Today* [online]. **14**(3), 96–105. Dostupné z: doi:10.1016/S1369-7021(11)70059-1

- [32] WUSTONI, Shofarul, Abdulelah SALEH, Jehad K. EL-DEMELLAWI, Anil KOKLU, Adel HAMA, Victor DRUET, Nimer WEHBE, Yizhou ZHANG a Sahika INAL, 2020. MXene improves the stability and electrochemical performance of electropolymerized PEDOT films. *APL Materials* [online]. **8**(12), 121105. Dostupné z: doi:10.1063/5.0023187
- [33] KEENE, Scott T., Tom P. A. POL, Dante ZAKHIDOV, Christ H. L. WEIJTENS, René A. J. JANSSEN, Alberto SALLES a Yoeri BURGT, 2020. Enhancement-Mode PEDOT:PSS Organic Electrochemical Transistors Using Molecular De-Doping. *Advanced Materials* [online]. **32**(19), 2000270. Dostupné z: doi:10.1002/adma.202000270
- [34] PITSALIDIS, Charalampos, Anna-Maria PAPPA, Alexander J. BOYS, Ying FU, Chrysanthi-Maria MOYSIDOU, Douglas VAN NIEKERK, Janire SAEZ, Achilleas SAVVA, Donata IANDOLO a Róisín M. OWENS, 2022. Organic Bioelectronics for *In Vitro* Systems. *Chemical Reviews* [online]. **122**(4), 4700–4790. Dostupné z: doi:10.1021/acs.chemrev.1c00539
- [35] BOEHLER, Christian, Zaid AQRAWA a Maria ASPLUND, 2019. Applications of PEDOT in bioelectronic medicine. *Bioelectronics in Medicine* [online]. **2**(2), 89–99. Dostupné z: doi:10.2217/bem-2019-0014
- [36] LI, Hui, Mallory E. DECOSTER, Chen MING, Mengdi WANG, Yanling CHEN, Patrick E. HOPKINS, Lidong CHEN a Howard E. KATZ, 2019. Enhanced Molecular Doping for High Conductivity in Polymers with Volume Freed for Dopants. *Macromolecules* [online]. **52**(24), 9804–9812. Dostupné z: doi:10.1021/acs.macromol.9b02048
- [37] LELEUX, Pierre, Jean-Michel BADIÉ, Jonathan RIVNAY, Christian BÉNAR, Thierry HERVÉ, Patrick CHAUVEL a George G. MALLIARAS, 2014. Conducting Polymer Electrodes for Electroencephalography. *Advanced Healthcare Materials* [online]. **3**(4), 490–493. Dostupné z: doi:10.1002/adhm.201300311
- [38] SUN, Chenfang, Xue WANG, Muhammad Aminu AUWALU, Shanshan CHENG a Wenping HU, 2021. Organic thin film transistors-based biosensors. *EcoMat* [online]. **3**(2). Dostupné z: doi:10.1002/eom2.12094
- [39] XU, Jie, Sihong WANG, Ging-Ji Nathan WANG, Chenxin ZHU, Shaochuan LUO, Lihua JIN, Xiaodan GU, Shucheng CHEN, Vivian R. FEIG, John W. F. TO, Simon RONDEAU-GAGNÉ, Joonsuk PARK, Bob C. SCHROEDER, Chien LU, Jin Young OH, Yanming WANG, Yun-Hi KIM, He YAN, Robert SINCLAIR, Dongshan ZHOU, Gi XUE, Boris MURMANN, Christian LINDER, Wei CAI, Jeffery B.-H. TOK, Jong Won CHUNG a Zhenan BAO, 2017. Highly stretchable polymer semiconductor films through the nanoconfinement effect. *Science* [online]. **355**(6320), 59–64. Dostupné z: doi:10.1126/science.aah4496
- [40] WADSWORTH, Andrew, Hu CHEN, Karl J. THORLEY, Camila CENDRA, Mark NIKOLKA, Helen BRISTOW, Maximilian MOSER, Alberto SALLES, Thomas D. ANTHOPOULOS, Henning SIRRINGHAUS a Iain MCCULLOCH, 2020. Modification of Indacenodithiophene-Based Polymers and Its Impact on Charge Carrier Mobility in Organic Thin-Film Transistors. *Journal of the American Chemical Society* [online]. **142**(2), 652–664. Dostupné z: doi:10.1021/jacs.9b09374
- [41] VENKATESHVARAN, Deepak, Mark NIKOLKA, Aditya SADHANALA, Vincent LEMAUR, Mateusz ZELAZNY, Michal KEPA, Michael HURHANGEE, Auke Jisk KRONEMEIJER, Vincenzo PECUNIA, Iyad NASRALLAH, Igor ROMANOV, Katharina BROCH, Iain MCCULLOCH, David EMIN, Yoann OLIVIER, Jerome CORNIL, David BELJONNE a Henning SIRRINGHAUS, 2014.

- Approaching disorder-free transport in high-mobility conjugated polymers. *Nature* [online]. **515**(7527), 384–388. Dostupné z: doi:10.1038/nature13854
- [42] RIVNAY, Jonathan, Sahika INAL, Brian A. COLLINS, Michele SESSOLO, Eleni STAVRINIDOU, Xenofon STRAKOSAS, Christopher TASSONE, Dean M. DELONGCHAMP a George G. MALLIARAS, 2016. Structural control of mixed ionic and electronic transport in conducting polymers. *Nature Communications* [online]. **7**(1), 11287. Dostupné z: doi:10.1038/ncomms11287
- [43] HEEGER, Alan J., 2010. Semiconducting polymers: the Third Generation. *Chemical Society Reviews* [online]. **39**(7), 2354. Dostupné z: doi:10.1039/b914956m
- [44] EPSTEIN, Arthur J., 1999. - Electrical Conductivity in Conjugated Polymers. In: Larry RUPPRECHT, ed. *Conductive Polymers and Plastics* [online]. Canada: William Andrew Publishing, Plastics Design Library, s. 1–9. ISBN 9781884207778. Dostupné z: doi:10.1016/B978-188420777-8.50002-3
- [45] VON ERLACH, Thomas C., Sergio BERTAZZO, Michele A. WOZNIAK, Christine-Maria HOREJS, Stephanie A. MAYNARD, Simon ATTWOOD, Benjamin K. ROBINSON, Hélène AUTEFAGE, Charalambos KALLEPITIS, Armando DEL RÍO HERNÁNDEZ, Christopher S. CHEN, Silvia GOLDONI a Molly M. STEVENS, 2018. Cell-geometry-dependent changes in plasma membrane order direct stem cell signalling and fate. *Nature Materials* [online]. **17**(3), 237–242. Dostupné z: doi:10.1038/s41563-017-0014-0
- [46] HEEGER, Alan J., 2001. Semiconducting and Metallic Polymers: The Fourth Generation of Polymeric Materials (Nobel Lecture). *Angewandte Chemie (International Ed. in English)* [online]. **40**(14), 2591–2611. Dostupné z: doi:10.1002/1521-3773(20010716)40:14<2591::AID-ANIE2591>3.0.CO;2-0
- [47] KLAUK, Hagen, ed., 2012. *Organic Electronics II: More Materials and Applications* [online]. 1. vyd. B.m.: Wiley. ISBN 9783527326471 9783527640218. Dostupné z: doi:10.1002/9783527640218
- [48] FAHLMAN, Mats, Simone FABIANO, Viktor GUESKINE, Daniel SIMON, Magnus BERGGREN a Xavier CRISPIN, 2019. Interfaces in organic electronics. *Nature Reviews Materials* [online]. **4**(10), 627–650. Dostupné z: doi:10.1038/s41578-019-0127-y
- [49] KANG, Keehoon, Shun WATANABE, Katharina BROCH, Alessandro SEPE, Adam BROWN, Iyad NASRALLAH, Mark NIKOLKA, Zhuping FEI, Martin HEENEY, Daisuke MATSUMOTO, Kazuhiro MARUMOTO, Hisaaki TANAKA, Shin-ichi KURODA a Henning SIRRINGHAUS, 2016. 2D coherent charge transport in highly ordered conducting polymers doped by solid state diffusion. *Nature Materials* [online]. **15**(8), 896–902. Dostupné z: doi:10.1038/nmat4634
- [50] SZE, S.M. a Kwok K. NG, 2006. *Physics of Semiconductor Devices: Sze/Physics* [online]. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc. [vid. 2023-05-06]. ISBN 9780470068328 9780471143239. Dostupné z: doi:10.1002/0470068329
- [51] SUI, Ying, Yunfeng DENG, Tian DU, Yibo SHI a Yanhou GENG, 2019. Design strategies of n-type conjugated polymers for organic thin-film transistors. *Materials Chemistry Frontiers* [online]. **3**(10), 1932–1951. Dostupné z: doi:10.1039/C9QM00382G
- [52] INAL, Sahika, Jonathan RIVNAY, Andreea-Otilia SUIU, George G. MALLIARAS a Iain MCCULLOCH, 2018. Conjugated Polymers in Bioelectronics. *Accounts of Chemical Research* [online]. **51**(6), 1368–1376. Dostupné z: doi:10.1021/acs.accounts.7b00624
- [53] SWAGER, Timothy M., 2017. *50th Anniversary Perspective* : Conducting/Semiconducting Conjugated Polymers. A Personal Perspective on the Past

- and the Future. *Macromolecules* [online]. **50**(13), 4867–4886. Dostupné z: doi:10.1021/acs.macromol.7b00582
- [54] KIPPELEN, Bernard a Jean-Luc BRÉDAS, 2009. Organic photovoltaics. *Energy & Environmental Science* [online]. **2**(3), 251. Dostupné z: doi:10.1039/b812502n
- [55] SCHWARZE, Martin, Christopher GAUL, Reinhard SCHOLZ, Fabio BUSSOLOTI, Andreas HOFACKER, Karl Sebastian SCHELLHAMMER, Bernhard NELL, Benjamin D. NAAB, Zhenan BAO, Donato SPOLTRE, Koen VANDEWAL, Johannes WIDMER, Satoshi KERA, Nobuo UENO, Frank ORTMANN a Karl LEO, 2019. Molecular parameters responsible for thermally activated transport in doped organic semiconductors. *Nature Materials* [online]. **18**(3), 242–248. Dostupné z: doi:10.1038/s41563-018-0277-0
- [56] GWINNER, Michael C., Riccardo Di PIETRO, Yana VAYNZOF, Kathryn J. GREENBERG, Peter K. H. HO, Richard H. FRIEND a Henning SIRRINGHAUS, 2011. Doping of Organic Semiconductors Using Molybdenum Trioxide: a Quantitative Time-Dependent Electrical and Spectroscopic Study. *Advanced Functional Materials* [online]. **21**(8), 1432–1441. Dostupné z: doi:10.1002/adfm.201002696
- [57] BUBNOVA, Olga, Zia Ullah KHAN, Hui WANG, Slawomir BRAUN, Drew R. EVANS, Manrico FABRETTO, Pejman HOJATI-TALEMI, Daniel DAGNELUND, Jean-Baptiste ARLIN, Yves H. GEERTS, Simon DESBIEF, Dag W. BREIBY, Jens W. ANDREASEN, Roberto LAZZARONI, Weimin M. CHEN, Igor ZOZOULENKO, Mats FAHLMAN, Peter J. MURPHY, Magnus BERGGREN a Xavier CRISPIN, 2014. Semi-metallic polymers. *Nature Materials* [online]. **13**(2), 190–194. Dostupné z: doi:10.1038/nmat3824
- [58] TYBRANDT, Klas, Igor V. ZOZOULENKO a Magnus BERGGREN, 2017. Chemical potential–electric double layer coupling in conjugated polymer–polyelectrolyte blends. *Science Advances* [online]. **3**(12), eaao3659. Dostupné z: doi:10.1126/sciadv.aao3659
- [59] KAPHLE, Vikash, Pushpa Raj PAUDEL, Drona DAHAL, Raj Kishen RADHA KRISHNAN a Björn LÜSSEM, 2020. Finding the equilibrium of organic electrochemical transistors. *Nature Communications* [online]. **11**(1), 2515. Dostupné z: doi:10.1038/s41467-020-16252-2
- [60] WANG, Xiaoxue, Xu ZHANG, Lei SUN, Dongwook LEE, Sunghwan LEE, Minghui WANG, Junjie ZHAO, Yang SHAO-HORN, Mircea DINCĂ, Tomás PALACIOS a Karen K. GLEASON, 2018. High electrical conductivity and carrier mobility in oCVD PEDOT thin films by engineered crystallization and acid treatment. *Science Advances* [online]. **4**(9), eaat5780. Dostupné z: doi:10.1126/sciadv.aat5780
- [61] MATULA, R. A., 1979. Electrical resistivity of copper, gold, palladium, and silver. *Journal of Physical and Chemical Reference Data* [online]. **8**(4), 1147–1298. Dostupné z: doi:10.1063/1.555614
- [62] RIVNAY, Jonathan, Sahika INAL, Alberto SALLEO, Róisín M. OWENS, Magnus BERGGREN a George G. MALLIARAS, 2018. Organic electrochemical transistors. *Nature Reviews Materials* [online]. **3**(2), 1–14. Dostupné z: doi:10.1038/natrevmats.2017.86
- [63] MOSER, Maximilian, James F. PONDER, Andrew WADSWORTH, Alexander GIOVANNITTI a Iain MCCULLOCH, 2019. Materials in Organic Electrochemical Transistors for Bioelectronic Applications: Past, Present, and Future. *Advanced Functional Materials* [online]. **29**(21), 1807033. Dostupné z: doi:10.1002/adfm.201807033



- [64] GROENENDAAL, L., F. JONAS, D. FREITAG, H. PIELARTZIK a J. R. REYNOLDS, 2000. Poly(3,4-ethylenedioxythiophene) and Its Derivatives: Past, Present, and Future. *Advanced Materials* [online]. **12**(7), 481–494 [vid. 2023-05-06]. Dostupné z: doi:10.1002/(SICI)1521-4095(200004)12:7<481::AID-ADMA481>3.0.CO;2-C
- [65] GUEYE, Magatte N., Alexandre CARELLA, Jérôme FAURE-VINCENT, Renaud DEMADRILLE a Jean-Pierre SIMONATO, 2020. Progress in understanding structure and transport properties of PEDOT-based materials: A critical review. *Progress in Materials Science* [online]. **108**, 100616. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmatsci.2019.100616
- [66] CRISPIN, X., F. L. E. JAKOBSSON, A. CRISPIN, P. C. M. GRIM, P. ANDERSSON, A. VOLODIN, C. VAN HAESSENDONCK, M. VAN DER AUWERAER, W. R. SALANECK a M. BERGGREN, 2006. The Origin of the High Conductivity of Poly(3,4-ethylenedioxythiophene)–Poly(styrenesulfonate) (PEDOT–PSS) Plastic Electrodes. *Chemistry of Materials* [online]. **18**(18), 4354–4360. Dostupné z: doi:10.1021/cm061032+
- [67] MOLINO, Paul J., Zhilian YUE, Binbin ZHANG, Anthony TIBBENS, Xiao LIU, Robert. M. I. KAPSA, Michael J. HIGGINS a Gordon G. WALLACE, 2014. Influence of Biodopants on PEDOT Biomaterial Polymers: Using QCM-D to Characterize Polymer Interactions with Proteins and Living Cells. *Advanced Materials Interfaces* [online]. **1**(3), 1300122. Dostupné z: doi:10.1002/admi.201300122
- [68] MOLINO, P. J., L. GARCIA, E. M. STEWART, M. LAMAZE, B. ZHANG, A. R. HARRIS, P. WINBERG a G. G. WALLACE, 2018. 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]. **6**(5), 1250–1261. Dostupné z: doi:10.1039/C7BM01156C
- [69] DING, Zicheng, Dongle LIU, Kui ZHAO a Yanchun HAN, 2021. Optimizing Morphology to Trade Off Charge Transport and Mechanical Properties of Stretchable Conjugated Polymer Films. *Macromolecules* [online]. **54**(9), 3907–3926. Dostupné z: doi:10.1021/acs.macromol.1c00268
- [70] GAO, Mengyuan, Wenxuan WANG, Jianhui HOU a Long YE, 2021. Control of aggregated structure of photovoltaic polymers for high-efficiency solar cells. *Aggregate* [online]. **2**(5). Dostupné z: doi:10.1002/agt2.46
- [71] CROWDER, Spencer W., Vincent LEONARDO, Thomas WHITTAKER, Peter PAPATHANASIOU a Molly M. STEVENS, 2016. Material Cues as Potent Regulators of Epigenetics and Stem Cell Function. *Cell Stem Cell* [online]. **18**(1), 39–52. Dostupné z: doi:10.1016/j.stem.2015.12.012
- [72] PLACE, Elsie S., Nicholas D. EVANS a Molly M. STEVENS, 2009. Complexity in biomaterials for tissue engineering. *Nature Materials* [online]. **8**(6), 457–470. Dostupné z: doi:10.1038/nmat2441
- [73] CHEN, Lina, Casey YAN a Zijian ZHENG, 2018. Functional polymer surfaces for controlling cell behaviors. *Materials Today* [online]. **21**(1), 38–59. Dostupné z: doi:10.1016/j.mattod.2017.07.002
- [74] PARSONS, J. Thomas, Alan Rick HORWITZ a Martin A. SCHWARTZ, 2010. Cell adhesion: integrating cytoskeletal dynamics and cellular tension. *Nature Reviews Molecular Cell Biology* [online]. **11**(9), 633–643. Dostupné z: doi:10.1038/nrm2957
- [75] KECHAGIA, Jenny Z., Johanna IVASKA a Pere ROCA-CUSACHS, 2019. Integrins as biomechanical sensors of the microenvironment. *Nature Reviews*

- Molecular Cell Biology* [online]. **20**(8), 457–473. Dostupné z: doi:10.1038/s41580-019-0134-2
- [76] WANG, Ning, Jessica D. TYTELL a Donald E. INGBER, 2009. Mechanotransduction at a distance: mechanically coupling the extracellular matrix with the nucleus. *Nature Reviews Molecular Cell Biology* [online]. **10**(1), 75–82. Dostupné z: doi:10.1038/nrm2594
- [77] GHASEMI-MOBARAKEH, Laleh, Molamma P PRABHAKARAN, Mohammad MORSHED, Mohammad Hossein NASR-ESFAHANI, Hossein BAHARVAND, Sahar KIANI, Salem S AL-DEYAB a Seeram RAMAKRISHNA, 2011. Application of conductive polymers, scaffolds and electrical stimulation for nerve tissue engineering. *Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine* [online]. **5**(4), e17–e35. Dostupné z: doi:10.1002/term.383
- [78] CHAN, Eddie Wai Chi, Devasier BENNET, Paul BAEK, David BARKER, Sanghyo KIM a Jadranka TRAVAS-SEJDIC, 2018. Electrospun Polythiophene Phenylenes for Tissue Engineering. *Biomacromolecules* [online]. **19**(5), 1456–1468. Dostupné z: doi:10.1021/acs.biomac.8b00341
- [79] DU, Weiyuan, David OHAYON, Craig COMBE, Lorene MOTTIER, Iuliana P. MARIA, Raja S. ASHRAF, Hubert FIUMELLI, Sahika INAL a Iain MCCULLOCH, 2018. Improving the Compatibility of Diketopyrrolopyrrole Semiconducting Polymers for Biological Interfacing by Lysine Attachment. *Chemistry of Materials* [online]. **30**(17), 6164–6172. Dostupné z: doi:10.1021/acs.chemmater.8b02804
- [80] VENTURATO, Andrea, Gillian MACFARLANE, Jin GENG a Mark BRADLEY, 2016. Understanding Polymer-Cell Attachment. *Macromolecular Bioscience* [online]. **16**(12), 1864–1872. Dostupné z: doi:10.1002/mabi.201600253
- [81] PITSALIDIS, C., M. P. FERRO, D. IANDOLO, L. TZOUNIS, S. INAL a R. M. OWENS, 2018. Transistor in a tube: A route to three-dimensional bioelectronics. *Science Advances* [online]. **4**(10), eaat4253. Dostupné z: doi:10.1126/sciadv.aat4253
- [82] WAN, Alwin Ming-Doug, Sahika INAL, Tiffany WILLIAMS, Karin WANG, Pierre LELEUX, Luis ESTEVEZ, Emmanuel P. GIANNELIS, Claudia FISCHBACH, George G. MALLIARAS a Delphine GOURDON, 2015. 3D conducting polymer platforms for electrical control of protein conformation and cellular functions. *Journal of Materials Chemistry B* [online]. **3**(25), 5040–5048. Dostupné z: doi:10.1039/C5TB00390C
- [83] WAN, Alwin M. D., Daniel J. BROOKS, Abdurrahman GUMUS, Claudia FISCHBACH a George G. MALLIARAS, 2009. Electrical control of cell density gradients on a conducting polymer surface. *Chemical Communications* [online]. (35), 5278. Dostupné z: doi:10.1039/b911130a
- [84] SALTÓ, Carmen, Emilien SAINDON, Maria BOLIN, Anna KANCIURZEWSKA, Mats FAHLMAN, Edwin W. H. JAGER, Pentti TENGVALL, Ernest ARENAS a Magnus BERGGREN, 2008. Control of Neural Stem Cell Adhesion and Density by an Electronic Polymer Surface Switch. *Langmuir* [online]. **24**(24), 14133–14138. Dostupné z: doi:10.1021/la8028337
- [85] MOLINO, Paul J., Michael J. HIGGINS, Peter C. INNIS, Robert. M. I. KAPSA a Gordon G. WALLACE, 2012. Fibronectin and Bovine Serum Albumin Adsorption and Conformational Dynamics on Inherently Conducting Polymers: A QCM-D Study. *Langmuir* [online]. **28**(22), 8433–8445. Dostupné z: doi:10.1021/la300692y
- [86] BLAU, Axel, 2013. Cell adhesion promotion strategies for signal transduction enhancement in microelectrode array in vitro electrophysiology: An introductory

- overview and critical discussion. *Current Opinion in Colloid & Interface Science* [online]. **18**(5), 481–492. Dostupné z: doi:10.1016/j.cocis.2013.07.005
- [87] AMORINI, Fabrizio, Isabella ZIRONI, Marco MARZOCCHI, Isacco GUALANDI, Maria CALIENNI, Tobias CRAMER, Beatrice FRABONI a Gastone CASTELLANI, 2017. Electrically Controlled “Sponge Effect” of PEDOT:PSS Governs Membrane Potential and Cellular Growth. *ACS Applied Materials & Interfaces* [online]. **9**(8), 6679–6689. Dostupné z: doi:10.1021/acsami.6b12480
- [88] DONAHUE, Mary J., Ana SANCHEZ-SANCHEZ, Sahika INAL, Jing QU, Roisin M. OWENS, David MECERREYES, George G. MALLIARAS a David C. MARTIN, 2020. Tailoring PEDOT properties for applications in bioelectronics. *Materials Science and Engineering: R: Reports* [online]. **140**, 100546. Dostupné z: doi:10.1016/j.mser.2020.100546
- [89] HÅKANSSON, Anna, Shaobo HAN, Suhao WANG, Jun LU, Slawomir BRAUN, Mats FAHLMAN, Magnus BERGGREN, Xavier CRISPIN a Simone FABIANO, 2017. Effect of (3-glycidylxypropyl)trimethoxysilane (GOPS) on the electrical properties of PEDOT:PSS films. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics* [online]. **55**(10), 814–820. Dostupné z: doi:10.1002/polb.24331
- [90] GUEX, Anne Géraldine, Jennifer L. PUETZER, Astrid ARMGARTH, Elena LITTMANN, Eleni STAVRINIDOU, Emmanuel P. GIANNELIS, George G. MALLIARAS a Molly M. STEVENS, 2017. Highly porous scaffolds of PEDOT:PSS for bone tissue engineering. *Acta Biomaterialia* [online]. **62**, 91–101. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2017.08.045
- [91] STAVRINIDOU, Eleni, Pierre LELEUX, Harizo RAJAONA, Dion KHODAGHOLY, Jonathan RIVNAY, Manfred LINDAU, Sébastien SANAUR a George G. MALLIARAS, 2013. Direct Measurement of Ion Mobility in a Conducting Polymer. *Advanced Materials* [online]. **25**(32), 4488–4493. Dostupné z: doi:10.1002/adma.201301240
- [92] GIRTAN, Mihaela, Romain MALLET, Marcela SOCOL a Anca STANCULESCU, 2020. On the Physical Properties PEDOT:PSS Thin Films. *Materials Today Communications* [online]. **22**, 100735. Dostupné z: doi:10.1016/j.mtcomm.2019.100735
- [93] OUYANG, Jianyong, 2013. “Secondary doping” methods to significantly enhance the conductivity of PEDOT:PSS for its application as transparent electrode of optoelectronic devices. *Displays* [online]. **34**(5), 423–436. Dostupné z: doi:10.1016/j.displa.2013.08.007
- [94] ZHANG, Shiming, Prajwal KUMAR, Amel Sarah NOUAS, Laurie FONTAINE, Hao TANG a Fabio CICOIRA, 2015. Solvent-induced changes in PEDOT:PSS films for organic electrochemical transistors. *APL Materials* [online]. **3**(1), 014911. Dostupné z: doi:10.1063/1.4905154
- [95] SHAFIEE, Ashkan, Elham GHADIRI, Muhamad MAT SALLEH, Muhammad YAHAYA a Anthony ATALA, 2019. Controlling the Surface Properties of an Inkjet-Printed Reactive Oxygen Species Scavenger for Flexible Bioelectronics Applications in Neural Resilience. *IEEE Journal of the Electron Devices Society* [online]. **7**, 784–791. Dostupné z: doi:10.1109/JEDS.2019.2910748
- [96] HALLAB, Nadim J., Kirk J. BUNDY, Kim O’CONNOR, Randy L. MOSES a Joshua J. JACOBS, 2001. Evaluation of Metallic and Polymeric Biomaterial Surface Energy and Surface Roughness Characteristics for Directed Cell Adhesion. *Tissue Engineering* [online]. **7**(1), 55–71. Dostupné z: doi:10.1089/107632700300003297
- [97] RANELLA, A., M. BARBEROGLU, S. BAKOGIANNI, C. FOTAKIS a E. STRATAKIS, 2010. Tuning cell adhesion by controlling the roughness and wettability

- of 3D micro/nano silicon structures. *Acta Biomaterialia* [online]. **6**(7), 2711–2720. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2010.01.016
- [98] SVENNERSTEN, Karl, Karin C. LARSSON, Magnus BERGGREN a Agneta RICHTER-DAHLFORS, 2011. Organic bioelectronics in nanomedicine. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - General Subjects* [online]. **1810**(3), Nanotechnologies - Emerging Applications in Biomedicine, 276–285. Dostupné z: doi:10.1016/j.bbagen.2010.10.001
- [99] ERBIL, H. Yildirim, 2021. Dependency of Contact Angles on Three-Phase Contact Line: A Review. *Colloids and Interfaces* [online]. **5**(1), 8 [vid. 2023-05-06]. Dostupné z: doi:10.3390/colloids5010008
- [100] YAO, Ze-Fan, Jie-Yu WANG a Jian PEI, 2021. High-performance polymer field-effect transistors: from the perspective of multi-level microstructures. *Chemical Science* [online]. **12**(4), 1193–1205. Dostupné z: doi:10.1039/D0SC06497A
- [101] LI, Qi-Yi, Ze-Fan YAO, Jie-Yu WANG a Jian PEI, 2021. Multi-level aggregation of conjugated small molecules and polymers: from morphology control to physical insights. *Reports on Progress in Physics* [online]. **84**(7), 076601. Dostupné z: doi:10.1088/1361-6633/abfaad
- [102] NORIEGA, Rodrigo, Jonathan RIVNAY, Koen VANDEWAL, Felix P. V. KOCH, Natalie STINGELIN, Paul SMITH, Michael F. TONEY a Alberto SALLEO, 2013. A general relationship between disorder, aggregation and charge transport in conjugated polymers. *Nature Materials* [online]. **12**(11), 1038–1044. Dostupné z: doi:10.1038/nmat3722
- [103] RIVNAY, Jonathan, Stefan C. B. MANNSFELD, Chad E. MILLER, Alberto SALLEO a Michael F. TONEY, 2012. Quantitative Determination of Organic Semiconductor Microstructure from the Molecular to Device Scale. *Chemical Reviews* [online]. **112**(10), 5488–5519. Dostupné z: doi:10.1021/cr3001109
- [104] ZHAO, Fuwen, Chunru WANG a Xiaowei ZHAN, 2018. Morphology Control in Organic Solar Cells. *Advanced Energy Materials* [online]. **8**(28), 1703147. Dostupné z: doi:10.1002/aenm.201703147
- [105] WANG, Jiawei, Jiebin NIU, Bin SHAO, Guanhua YANG, Congyan LU, Mengmeng LI, Zheng ZHOU, Xichen CHUAI, Jiezhi CHEN, Nianduan LU, Bing HUANG, Yeliang WANG, Ling LI a Ming LIU, 2021. A tied Fermi liquid to Luttinger liquid model for nonlinear transport in conducting polymers. *Nature Communications* [online]. **12**(1), 58. Dostupné z: doi:10.1038/s41467-020-20238-5
- [106] RIVNAY, Jonathan, Rodrigo NORIEGA, R. Joseph KLINE, Alberto SALLEO a Michael F. TONEY, 2011. Quantitative analysis of lattice disorder and crystallite size in organic semiconductor thin films. *Physical Review B* [online]. **84**(4), 045203. Dostupné z: doi:10.1103/PhysRevB.84.045203
- [107] THOMAS, Tudor H., David J. HARKIN, Alexander J. GILLET, Vincent LEMAUR, Mark NIKOLKA, Aditya SADHANALA, Johannes M. RICHTER, John ARMITAGE, Hu CHEN, Iain MCCULLOCH, S. Matthew MENKE, Yoann OLIVIER, David BELJONNE a Henning SIRRINGHAUS, 2019. Short contacts between chains enhancing luminescence quantum yields and carrier mobilities in conjugated copolymers. *Nature Communications* [online]. **10**(1), 2614. Dostupné z: doi:10.1038/s41467-019-10277-y
- [108] YAO, Ze-Fan, Zi-Yuan WANG, Hao-Tian WU, Yang LU, Qi-Yi LI, Lin ZOU, Jie-Yu WANG a Jian PEI, 2020. Ordered Solid-State Microstructures of Conjugated Polymers Arising from Solution-State Aggregation. *Angewandte Chemie International Edition* [online]. **59**(40), 17467–17471. Dostupné z: doi:10.1002/anie.202007589

- [109] ZHENG, Yu, Song ZHANG, Jeffrey B.-H. TOK a Zhenan BAO, 2022. Molecular Design of Stretchable Polymer Semiconductors: Current Progress and Future Directions. *Journal of the American Chemical Society* [online]. **144**(11), 4699–4715. Dostupné z: doi:10.1021/jacs.2c00072
- [110] WANG, Pengsong, Jiabin YANG, Yihan ZHANG, Wenping HU a Huanli DONG, 2022. Near-Amorphous Conjugated Polymers: An Emerging Class of Semiconductors for Flexible Electronics. *ACS Materials Letters* [online]. **4**(6), 1112–1123. Dostupné z: doi:10.1021/acsmaterialslett.2c00138
- [111] WANG, Tonghui a Jean-Luc BRÉDAS, 2021. Organic Photovoltaics: Understanding the Preaggregation of Polymer Donors in Solution and Its Morphological Impact. *Journal of the American Chemical Society* [online]. **143**(4), 1822–1835. Dostupné z: doi:10.1021/jacs.0c09542
- [112] LIN, Dongqing, Ying WEI, Aizhong PENG, He ZHANG, Chunxiao ZHONG, Dan LU, Hao ZHANG, Xiangping ZHENG, Lei YANG, Quanyou FENG, Linghai XIE a Wei HUANG, 2020. Stereoselective gridization and polygridization with centrosymmetric molecular packing. *Nature Communications* [online]. **11**(1), 1756. Dostupné z: doi:10.1038/s41467-020-15401-x
- [113] LI, Dan, Qing ZHENG, Yanwei WANG a Hong CHEN, 2013. Combining surface topography with polymer chemistry: exploring new interfacial biological phenomena. *Polymer Chemistry* [online]. **5**(1), 14–24. Dostupné z: doi:10.1039/C3PY00739A
- [114] KETENOĞLU, D. a B. ÜNAL, 2013. Influence of surface roughness on the electrical conductivity of semiconducting thin films. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications* [online]. **392**(14), 3008–3017. Dostupné z: doi:10.1016/j.physa.2013.03.007
- [115] MAJHY, B., P. PRIYADARSHINI a A. K. SEN, 2021. Effect of surface energy and roughness on cell adhesion and growth – facile surface modification for enhanced cell culture. *RSC Advances* [online]. **11**(25), 15467–15476. Dostupné z: doi:10.1039/D1RA02402G
- [116] DUC, C., A. VLANDAS, G. G. MALLIARAS a V. SENEZ, 2016. Wettability of PEDOT:PSS films. *Soft Matter* [online]. **12**(23), 5146–5153. Dostupné z: doi:10.1039/C6SM00599C
- [117] ELMAHMOUDY, Mohammed, Sahika INAL, Anne CHARRIER, Ilke UGUZ, George G. MALLIARAS a Sébastien SANAU, 2017. Tailoring the Electrochemical and Mechanical Properties of PEDOT:PSS Films for Bioelectronics. *Macromolecular Materials and Engineering* [online]. **302**(5), 1600497. Dostupné z: doi:10.1002/mame.201600497

## 6 ZOZNAM SKRATIEK A SYMBOLOV

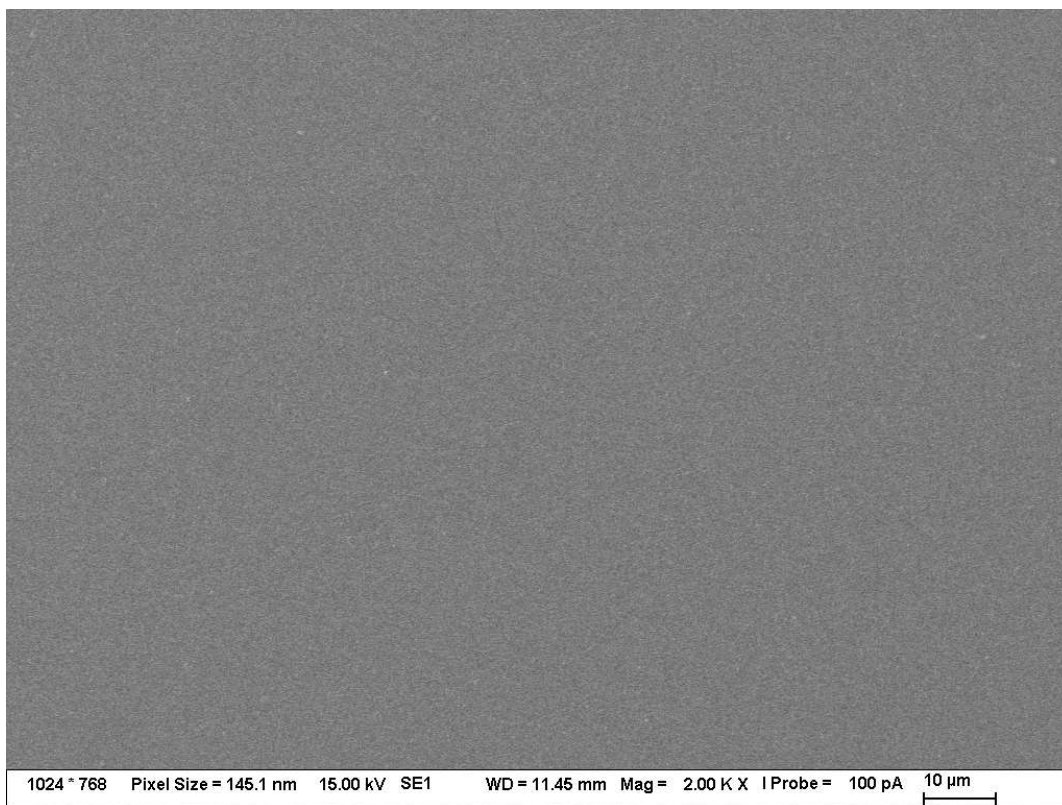
### Použité skratky:

PEDOT:PSS	Poly(3,4-etyléndioxytiofén):poly(styrensulfonát)
PEDOT:DBSA	Poly(3,4-etyléndioxytiofén):poly(dodecylbenzosulfonát)
GOPS	(3-glycidyloxypropyl)trimetoxysilán
EG	Etylénglykol
DBSA	Dodecylbenzosulfoná kyselina
SEM	Skenovacia elektrónová mikroskopia
AFM	Mikroskopia atomárnych síl
HOMO	Najvyššie obsadený molekulárny orbitál
LUMO	Najnižšie obsadený molekulárny orbitál

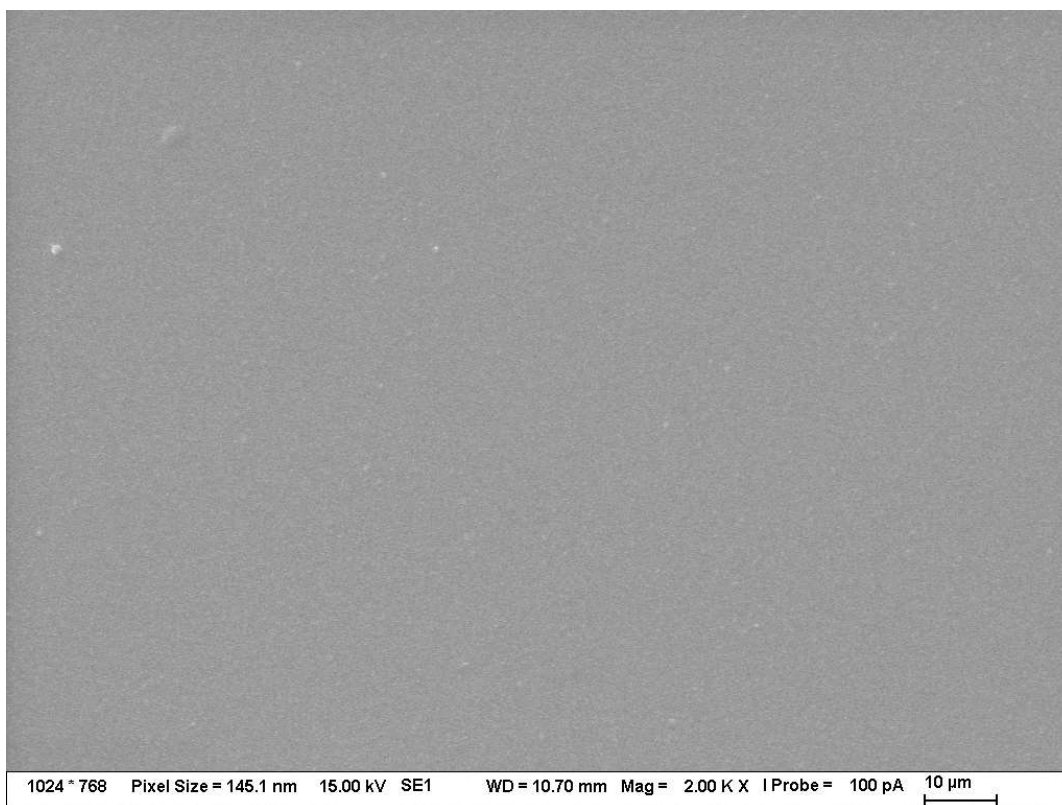
### Použité symboly:

v/v %	Objemové percentá
-------	-------------------

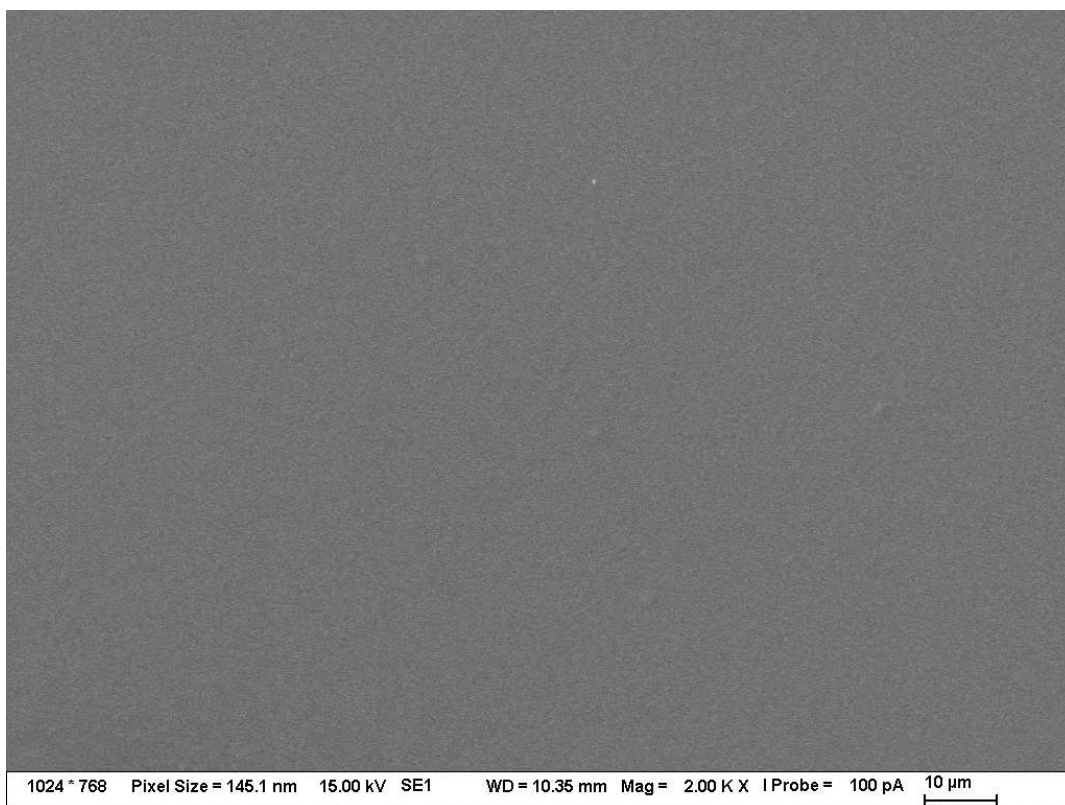
## PRÍLOHY



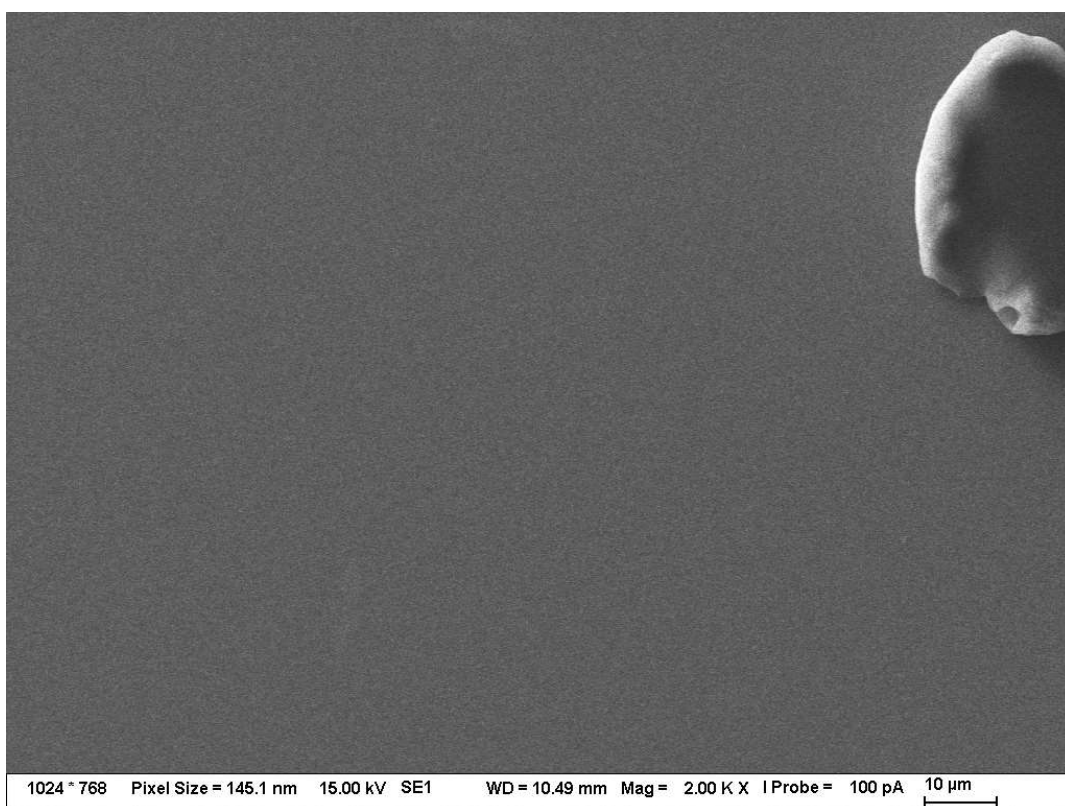
*Obrázok 18: SEM fotografia tenkej vrstvy materiálu PEDOT:DBSA pri priblížení 2000*



*Obrázok 19: SEM fotografia tenkej vrstvy materiálu PEDOT:DBSA/ GOPS pri priblížení 2000*

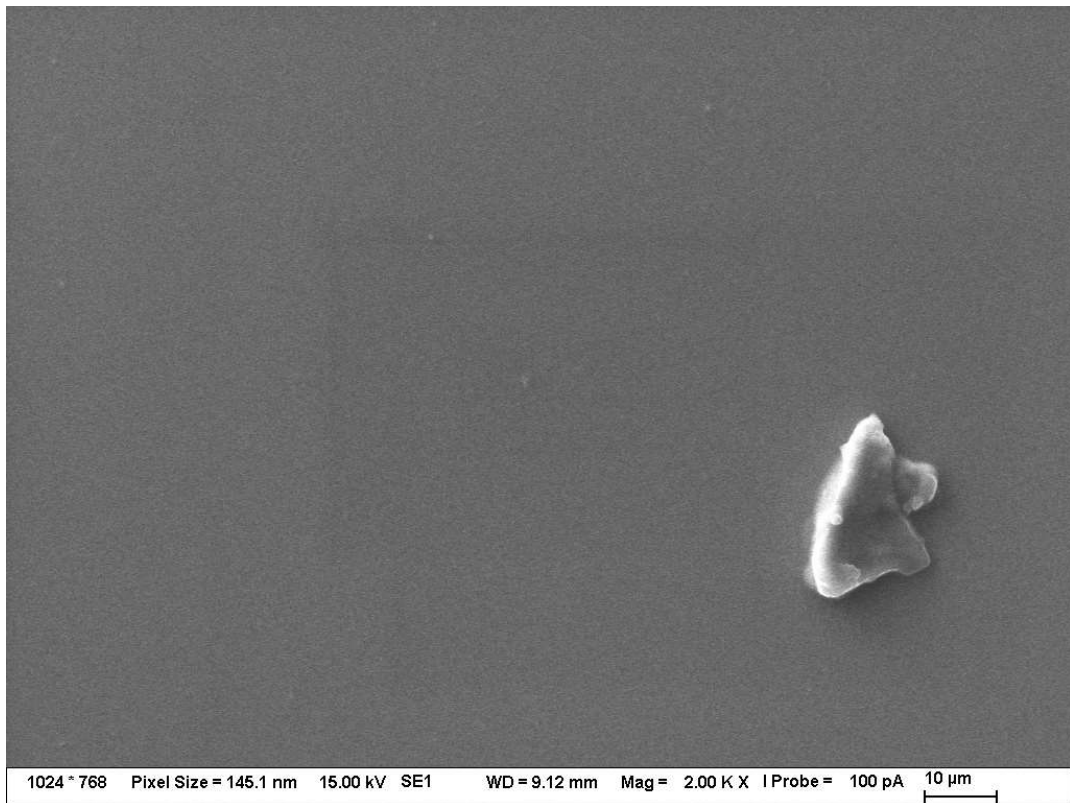


Obrázok 20: SEM fotografia tenkej vrstvy materiálu PEDOT:DBSA/ GOPS/ EG pri priblížení 2000



Obrázok 21: SEM fotografia tenkej vrstvy materiálu PEDOT:PSS pri priblížení 2000





*Obrázok 22: SEM fotografia tenkej vrstvy materiálu PEDOT:PSS/ DBSA/ EG/ GOPS pri priblížení 2000*