



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV MIKROELEKTRONIKY

DEPARTMENT OF MICROELECTRONICS

## TRANSPARENTNÍ A SEMI-TRANSPARENTNÍ TENKÉ VRSTVY PRO BIOELEKTRONIKU

TRANSPARENT AND SEMI-TRANSPARENT THIN FILMS FOR BIOELECTRONICS

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

**Bc. Jaromír Jarušek**

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

**Ing. Imrich Gablech, Ph.D.**

**BRNO 2024**



# Diplomová práce

magisterský navazující studijní program **Mikroelektronika**

Ústav mikroelektroniky

**Student:** Bc. Jaromír Jarušek

**ID:** 220876

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2023/24

**NÁZEV TÉMATU:**

## Transparentní a semi-transparentní tenké vrstvy pro bioelektroniku

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

Student se seznámí s problematikou transparentních a semi-transparentních vrstev pro využití v bioelektronice. Prostuduje možné metody příprav tenkých vrstev a zaměří se na jejich elektrické, elektrochemické a optické vlastnosti. Na základě získaných poznatků realizuje výrobu mikroelektrodových polí a provede základní elektrochemická měření.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

Dle doporučení vedoucího práce.

**Termín zadání:** 5.2.2024

**Termín odevzdání:** 21.5.2024

**Vedoucí práce:** Ing. Imrich Gablech, Ph.D.

**Konzultant:** Ing. Jan Brodský

**doc. Ing. Lukáš Fujcik, Ph.D.**  
předseda rady studijního programu

**UPOZORNĚNÍ:**

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.



## Abstrakt

Tato práce je zaměřena na vývoj transparentních mikroelektrokových polí pro bioelektronická rozhraní s elektrogenními buňkami. Hlavní oblastí zájmu jsou *in vitro* aplikace s možností pozorování živých buněk na inverzním optickém mikroskopu. Teoretická část se dále zaměřuje na různé druhy transparentních a semitransparentních elektricky vodivých materiálů zahrnující vrstvy na bázi zlata, nitrid titanitý (TiN), vrstvy na bázi uhlíku, vodivé oxidy a vodivé polymery. Praktická část se zabývá optimalizací magnetronového naprašování oxidu inditého dopovaného cínem (ITO) a chemickým a elektrochemickým namáhání vrstev TiN-ITO. Závěrečná část práce je zaměřena na design, výrobu a testování planárních mikroelektrokových polí s různými materiály transparentních elektrod.

## Klíčová slova

Nitrid titanitý (TiN), oxid inditý dopovaný cínem (ITO), naprašování, bioelektronická rozhraní, mikroelektrodové pole (MEA)

## Abstract

This thesis is focused on the development of transparent microelectrode arrays for bioelectronic interfaces with electrogenic cells. The main area of interest is *in vitro* applications suitable for the observation of living cells using an inverted optical microscope. The theoretical part further discusses different types of transparent and semitransparent electrically conductive materials including gold-based thin films, titanium nitride, carbon-based layers, conductive oxides, and conductive polymers. The experimental part is focused on the process optimization of indium tin oxide (ITO) magnetron sputtering and stressing of TiN-ITO thin films using chemical and electrochemical techniques. The last part is focused on the design, manufacturing, and testing of planar microelectrode arrays made of different electrode materials.

## Keywords

Titanium nitride (TiN), indium tin oxide (ITO), sputtering, bioelectronic interfaces, microelectrode array (MEA)

## **Bibliografická citace**

JARUŠEK, Jaromír. Transparentní a semi-transparentní tenké vrstvy pro bioelektroniku. Brno, 2024. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/159932>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav mikroelektroniky. Vedoucí práce Imrich Gablech.

# Prohlášení autora o původnosti díla

<b>Jméno a příjmení studenta:</b>	Jaromír Jarušek
<b>VUT ID studenta:</b>	220 876
<b>Typ práce:</b>	Diplomová práce
<b>Akademický rok:</b>	2023/2024
<b>Téma závěrečné práce:</b>	Transparentní a semi-transparentní tenké vrstvy pro bioelektroniku

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: 21. 5. 2024

-----  
podpis autora

## **Poděkování**

Děkuji Ing. Imrichu Gablechovi Ph.D za vedení této práce, jeho pomoc a podporu ve všech ohledech jejího zpracování. Poděkování patří Ing. Janu Brodskému za přípravu návrhu čipů a pomoc při výrobě mikroelektrokových polí. Dále děkuji Ludovicu Migliaccio, Ph.D za rady a pomoc v oblastech elektrochemie a přípravy ITO vrstev. Poděkování patří také doc. Mgr. Zdence Fohlerové, Ph.D. za přípravu biologických vzorků. Dále také děkuji docentu Eriku D. Glowackému za rady v oblasti elektrochemie a podporu výzkumu. Nakonec také zaměstnancům CEITEC Nano za školení a pomoc s přístroji v laboratořích.

V Brně dne: 21. 5. 2024

-----  
podpis autora



Středoevropský technologický institut  
BRNO | ČESKÁ REPUBLIKA



Tato práce / Část práce byla provedena za podpory výzkumné infrastruktury  
CzechNanoLab (ID LM2023051, MŠMT, 2023–2026),  
CEITEC Vysoké učení technické v Brně.



EVROPSKÁ UNIE  
EVROPSKÝ FOND PRO REGIONÁLNÍ ROZVOJ  
INVESTICE DO VAŠÍ BUDOUCNOSTI



OP Výzkum a vývoj  
pro inovace

# Obsah

<b>SEZNAM OBRÁZKŮ</b> .....	<b>9</b>
<b>SEZNAM TABULEK</b> .....	<b>11</b>
<b>ÚVOD</b> .....	<b>12</b>
<b>1. BIOELEKTRONICKÁ ROZHRAŇÍ S ELEKTROGENNÍMI BUŇKAMI</b> .....	<b>13</b>
1.1 ELEKTRICKÉ BUNĚČNÉ SIGNÁLY .....	14
1.1.1 Přehled neurálních signálů.....	14
1.1.2 Vznik elektrických signálů buněk.....	15
1.2 DRUHY NEURÁLNÍCH ROZHRAŇÍ PRO <i>IN VIVO</i> .....	18
1.2.1 Mikrodrátková pole ( <i>MWA</i> ).....	18
1.2.2 Michiganská mikroelektrodová sonda.....	19
1.2.3 Utažské mikroelektrodové pole.....	20
1.2.4 Mikroelektrodová pole pro <i>ECoG</i> .....	22
1.2.5 Vlákenná flexibilní elektrodová pole .....	23
1.3 BIOELEKTRONICKÁ ROZHRAŇÍ PRO <i>IN VITRO</i> APLIKACE.....	24
1.3.1 Planární mikroelektrodová pole .....	24
1.3.2 CMOS mikroelektrodová pole .....	25
1.3.3 Aplikace s mikrofluidními systémy.....	26
<b>2. VODIVÉ MATERIÁLY PRO BIOELEKTRONICKÉ APLIKACE</b> .....	<b>29</b>
2.1 ULTRATENKÉ TRANSPARENTNÍ A SEMI-TRANSPARENTNÍ VODIVÉ VRSTVY .....	29
2.1.1 Vrstvy na bázi zlata.....	29
2.1.2 Nitrid titanitý .....	31
2.2 VRSTVY NA BÁZI UHLÍKU .....	32
2.2.1 Grafen .....	32
2.2.2 Uhlíkové nanotrubičky.....	33
2.2.3 Diamantu podobné uhlíkové vrstvy ( <i>DLC</i> ) .....	33
2.3 TRANSPARENTNÍ VODIVÉ OXIDY .....	35
2.3.1 Oxid inditý dopovaný cínem ( <i>ITO</i> ) .....	35
2.3.2 Oxid cínitý dopovaný fluorem ( <i>FTO</i> ).....	37
2.3.3 Oxid zinečnatý dopovaný hliníkem ( <i>AZO</i> ).....	37
2.4 VODIVÉ POLYMERY .....	38
2.4.1 Poly-3,4-ethylendioxythiofen ( <i>PEDOT</i> ) .....	38
2.4.2 Polypyrrrol ( <i>PPy</i> ).....	39
<b>3. METODY PŘÍPRAVY TENKÝCH PRŮHLEDNÝCH VRSTEV</b> .....	<b>40</b>
3.1 VYSOKOFREKVENČNÍ MAGNETRONOVÉ NAPRAŠOVÁNÍ ( <i>RFMS</i> ) .....	40
3.1.1 Naprašovací systém <i>BESTEC Magnetron</i> .....	40
3.2 NAPRAŠOVÁNÍ IONTOVÝM SVAZKEM ASISTOVANÉ DRUHÝM IONTOVÝM SVAZKEM.....	41
3.2.1 Naprašovací systém <i>BESTEC Kaufman</i> .....	41
3.3 CHEMICKÁ DEPOZICE Z PLYNNÉ FÁZE ( <i>CVD</i> ) .....	41
3.3.1 Proces depozice <i>parylemu-C</i> .....	42
3.4 PLAZMOU ASISTOVANÁ <i>CVD</i> .....	42
3.4.1 Depozice <i>DLC</i> vrstev.....	42

<b>4.</b>	<b>METODY CHARAKTERIZACE TENKÝCH PRŮHLEDNÝCH VODIVÝCH VRSTEV ....</b>	<b>44</b>
4.1	ČTYŘBODOVÁ KOLINEÁRNÍ METODA MĚŘENÍ VRSTVOVÉHO ODPORU .....	44
4.2	OPTICKÁ SPEKTROMETRIE.....	44
4.3	CYKlickÁ VOLTAMETRIE.....	44
4.4	ELEKTROCHEMICKÁ IMPEDANČNÍ SPEKTROSKOPIE (EIS) .....	45
4.5	RENTGENOVÁ DIFRAKTOGRAFIE (XRD) .....	45
4.6	MIKROSKOPIE ATOMÁRNÍCH SIL (AFM) .....	46
<b>5.</b>	<b>PRAKTICKÁ ČÁST.....</b>	<b>48</b>
5.1	DEPOZICE ITO MAGNETRONOVÝM NAPRAŠOVÁNÍM .....	48
5.1.1	<i>Naprašování bez přídavného kyslíku .....</i>	<i>49</i>
5.1.2	<i>Naprašování s přídavným kyslíkem .....</i>	<i>53</i>
5.1.3	<i>Naprašování s předoxidací naprašovacího terče .....</i>	<i>61</i>
5.2	PŘÍPRAVA A CHARAKTERIZACE VRSTEV TiN-ITO.....	69
5.2.1	<i>Naprašování ultratenkých vrstev TiN .....</i>	<i>69</i>
5.2.2	<i>Elektrochemické namáhání TiN-ITO vzorků .....</i>	<i>70</i>
5.2.3	<i>Zrychlené stárnutí a elektrochemické namáhání TiN-ITO vzorků .....</i>	<i>73</i>
5.3	VÝROBA PMEAS .....	77
5.3.1	<i>Výroba čipů s různými materiály elektrod.....</i>	<i>77</i>
5.3.2	<i>Příprava čipů pro testování .....</i>	<i>80</i>
5.4	TESTOVÁNÍ PŘIPRAVENÝCH PMEAS .....	82
5.4.1	<i>Elektrochemická charakterizace.....</i>	<i>82</i>
5.4.2	<i>Pozorování na inverzním mikroskopu .....</i>	<i>84</i>
<b>6.</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>87</b>
	<b>LITERATURA.....</b>	<b>88</b>
	<b>SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK .....</b>	<b>102</b>
	<b>SEZNAM PŘÍLOH .....</b>	<b>104</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Znázornění frekvenčních spekter a amplitud neurálních signálů (převzato z [7])	14
1.2	Ilustrace kationtových kanálů v plazmatické membráně (převzato z [15])	15
1.3	Průběh akčního potenciálu neuronu (převzato z [14])	16
1.4	Průběh akčního potenciálu kardiomyocytů (převzato z [16])	17
1.5	Průběh akčního potenciálu sinoatriálního uzlu (převzato z [20])	17
1.6	Ukázka komerčně nabízeného řešení mikrodrátkového pole s možností zakázkové výroby (převzato z [25], upraveno)	18
1.7	Ilustrace sondy Michiganského typu	19
1.8	Klasický postup výroby Utažského mikroelektrodového pole	21
1.9	Utažské skloněné elektrodové pole (převzato z [39])	22
1.10	Konstrukce a impedance elektrod vláken pro Neuralink (převzato z [48])	23
1.11	Planární mikroelektrodové pole typu MED64 (převzato z [53])	24
1.12	Ukázka fraktálních zlatých nanostruktur pro MEA (převzato z [56], upraveno)[54]	25
1.13	CMOS MEA s 26400 elektrodami (převzato z [58])	26
1.14	Mikrofluidní systém „srdce na čipu“ (převzato z [65])	27
1.15	„Mozek na čipu“ založený na pMEA pro záznamový systém od firmy MCS (převzato z [67])	27
1.16	„Srdce na čipu“ využívající 3D nanopilířové elektrody (převzato z [68])	28
2.1	Závislosti vrstevového odporu a transmitance na tloušťce zlaté vrstvy (převzato z [74])	30
2.2	Vytváření zlatých nanosít technikou litografie hranic zrn (převzato z [76])	31
2.3	Vlastnosti epitaxních vrstev TiN: a) elektrická vodivost, b) optická transmitance (převzato z [83] a [84])	32
2.4	MEA pro EcoG z porézního grafenu (převzato z [86])	33
2.5	Srovnání struktur diamantu, uhlíkových vrstev podobných diamantu a grafitu (převzato z [95])	34
2.6	Srovnání výsledků (XRD) pro vzorky připravené a) RF b) DC magnetronovým naprašováním (převzato z [106])	36
2.7	Optické transmise ITO pro různé průtoky kyslíku při depozici (převzato z [107])	37
2.8	pMEA s průhlednými elektrodami z PEDOT:PSS (převzato z [118], upraveno)	38
3.1	Diagram depoziční komory systému BESTEC Magnetron	40
3.2	Diagram depozičního systému BESTEC Kaufman (převzato z [79])	41
3.3	Diagram diagram pro depozici parylenu-C (převzato z [129], upraveno)	42
3.4	Diagram plazmového systému Oxford Instruments PlasmaPro80 (převzato z [135], upraveno)	43
4.1	Ilustrace vzniku voltamogramu	45
4.2	Příklad Bodeho frekvenční charakteristiky a Nyquistova diagramu	45
4.3	Konstrukce difraktometru Rigaku SmartLab (převzato z [142], upraveno)	46
4.4	Princip mikroskopie atomárních sil (převzato z [145])	47
4.5	Princip techniky PeakForce Tapping (převzato z [143], upraveno)	47
5.1	Změny optické transmitance u vzorků připravených bez přidaného kyslíku ve srovnání se vzorkem s přidaným kyslíkem	50
5.2	Optická transmitance vzorků 1.1 až 1.3	51
5.3	Optická transmitance vzorků 2.1 až 2.4	52
5.4	Rentgenová difrakce vzorků 1.1 až 1.3	52
5.5	Rentgenová difrakce vzorků 2.1 až 2.4	53
5.6	Optická transmitance vzorků 1.4 až 1.8	55
5.7	Rentgenová difrakce vzorků 1.4 až 1.8	55
5.8	Optická transmitance vzorků 2.5 až 2.8	56
5.9	Rentgenová difrakce vzorků 2.4 až 2.8	56
5.10	Optická transmitance vzorků 1.9 až 1.12	57
5.11	Rentgenová difrakce vzorků 1.9 až 1.12	58
5.12	Optická transmitance vzorků 2.13 až 2.15	59
5.13	Optická transmitance vzorků 2.15 až 2.17	59
5.14	Rentgenová difrakce vzorků 2.13 až 2.15	60
5.15	Rentgenová difrakce vzorků 2.15 až 2.17	60
5.16	Rentgenová difrakce vzorku 2.26	62
5.17	Rentgenová difrakce vzorku 2.31	62



5.18	Optická transmitance vzorků 2.26 a 2.31	63
5.19	Optická transmitance vzorků 3.1 až 3.6	64
5.20	Optická reflektance vzorků 3.1 až 3.6	64
5.21	Výsledky měření drsnosti technikou AFM vzorků 3.2 (A) a 3.4 (B)	65
5.22	Výsledky měření drsnosti technikou AFM vzorků 3.7 až 3.10 (A–D)	66
5.23	Rentgenová difrakce vzorku 3.7	66
5.24	Náčrt uložení mikroskopického sklíčka na držáku pro XRD SmartLab pro 4" waferu	67
5.25	Opakované XRD měření na vzorku 1.7	67
5.26	Opakované XRD měření na vzorku 3.1	68
5.27	Vrstvy TiN na substrátech ITO, vlevo je přední strana, vpravo je dolní strana	70
5.28	Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 20 nm na různých napěťových rozsazích, voltamogram	71
5.29	Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 10 nm, voltamogram	72
5.30	Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 10 nm, absolutní hodnota impedance	72
5.31	Vizuální stav vzorku po namáhání	73
5.32	Transmitance vzorku v místě namáhání	73
5.33	Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 15 nm po 1 týdnu zrychleného stárnutí, voltamogram	74
5.34	Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 15 nm po 1 týdnu zrychleného stárnutí, absolutní hodnota impedance	74
5.35	Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 10 nm po 1 týdnu zrychleného stárnutí, voltamogram	75
5.36	Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 10 nm po 1 týdnu zrychleného stárnutí, absolutní hodnota impedance	75
5.37	Vizuální stav vzorků po zrychleném stárnutí	76
5.38	Profil na hraně namáhaného místa	76
5.39	Design pMEA čipu s barevně znázorněnými částmi	77
5.40	Optické transmitance využitých tenkých vrstev	78
5.41	Fotografie vyrobeného pMEA pod mikroskopem v procházejícím světle	80
5.42	Ilustrace řezu zapouzdřeného pMEA připraveného pro elektrochemická měření	81
5.43	Vyroběné pMEA uložené v keramickém LCC pouzdře s přilepenou nádobkou pro elektrolyt	81
5.44	Znázornění měřicí aparatury pro elektrochemickou charakterizaci	82
5.45	Statistické vyhodnocení výsledků elektrochemické impedanční spektroskopie – absolutní hodnota	83
5.46	Statistické vyhodnocení výsledků elektrochemické impedanční spektroskopie – fázový posun	83
5.47	Zprůměrované křivky ustálených cyklických voltamogramů	84
5.48	Inverzní mikroskop Zeiss Axiovert 200M	85
5.49	Pozorované mikroelektrodové pole v patci připraveno pro pozorování v inverzním mikroskopu, osvětlení shora zapnuto	85
5.50	Různé polohy zaostření na mikroelektrodové pole s biologickým materiálem. A) spodní strana substrátu, B) úroveň elektrod, C) srdeční buňky	86

## SEZNAM TABULEK

3.1	Procesní parametry depozice DLC [134] .....	43
5.1	Udávané vlastnosti vzorků ITO od dodavatele redox.me (převzato z [146]) .....	48
5.2	Vrstvové odpory připravených vzorků 1.1 až 1.3 .....	49
5.3	Vrstvové odpory připravených vzorků 2.1 až 2.4 .....	50
5.4	Nastavení rentgenového difraktografu SmartLab .....	50
5.5	Vrstvové odpory připravených vzorků 1.4 až 1.8 .....	54
5.6	Vrstvové odpory připravených vzorků 2.5 až 2.8 .....	54
5.7	Vrstvové odpory připravených vzorků 1.9 až 1.12 .....	57
5.8	Vrstvové odpory připravených vzorků 2.13 až 2.17 .....	58
5.9	Vrstvové odpory připravených vzorků 2.26 a 2.31 .....	61
5.10	První proces s předoxidací naprašovacího terče .....	61
5.11	Parametry optimalizovaného procesu depozice ITO .....	63
5.12	Vrstvové odpory a RSM drsnosti připravených vzorků 3.1 až 3.6 .....	63
5.13	Vrstvové odpory a RMS drsnosti připravených vzorků 3.7 až 3.10 .....	65
5.14	Vrstvový odpor $R_{\square}$ [ $\Omega \cdot \square^{-1}$ ] vzorku 1.8 .....	68
5.15	Vrstvový odpor $R_{\square}$ [ $\Omega \cdot \square^{-1}$ ] vzorku 3.1 .....	68
5.16	Parametry <i>in situ</i> předčištění komerčních vzorků ITO .....	69
5.17	Parametry depozice TiN .....	69
5.18	Parametry depozice Au a Ti pro pMEAs .....	78
5.19	Parametry depozice TiN pro pMEAs .....	79

# ÚVOD

V bioelektronických aplikacích jsou na využívané konstrukční materiály kladeny požadavky, mezi které patří chemická inertnost, dlouhodobá stabilita ve fyziologickém prostředí a biokompatibilita. Pro elektrodové materiály je navíc důležitá nízká elektrochemická impedance. Proto jsou pro elektrody využívány materiály, mezi které patří zlato, platina, oxid iridičitý, nitrid titanitý, které mohou být dále povrchově upravovány např. polymerem Poly-3,4-ethylendioxythiofenem dopovaným polystyren sulfonátem (PEDOT:PSS).

Existují však specifické aplikace, kde je žádoucí, aby elektrodové materiály byly také transparentní nebo alespoň semitransparentní. Mezi takové aplikace patří mikroelektrodová pole (MEAs) pro elektrokortikografii, tedy mikroelektrodová pole pro implantaci pod lebku na povrch mozku. Hlavní využití transparentních a semitransparentních vrstev je však pro *in vitro* aplikace, kde je žádoucí pozorování buněk pod mikroskopem. Pro biologické aplikace je standardní využívat mikroskopii v propuštěném světle. Jsou-li biologické vzorky navíc v Petriho misce nebo ponořeny ve větším objemu kapaliny, jako je kultivační médium pro buňky, je využíváno inverzních mikroskopů, kde je objektiv pod vzorkem a zdroj světla je nad vzorkem. V takovém případě není možné pozorovat oblast nad neprůhlednými elektrodami.

Mezi výše specifikované *in vitro* aplikace patří planární mikroelektrodová pole (pMEAs), která jsou využívána pro výzkum na elektricky aktivních buňkách a tkáních. Takový výzkum má význam jako rozšíření vědeckého poznání v oblasti elektrofyziologie a neurověd, tak také v aplikovaném výzkumu léčby onemocnění a farmakologii. Využití průhledných mikroelektrod je také výhodné v aplikacích s mikrofluidními systémy, jako jsou „laboratoře na čipu“ a „orgány na čipu“. Hlavním zástupcem je „srdce na čipu“, u kterého je potřebná elektrostimulace a hlavním předmět zájmu je srdeční elektrofyziologie.

Mezi nejpoužívanější tenkovrstvé průhledné vodiče v elektronice patří transparentní vodivé oxidy, zejména oxid inditý dopovaný cínem (ITO). Oxid indity dopovaný cínem však není samostatně vhodný pro mikroelektrody v bioelektronických aplikacích. V této práci jsou proto dále zkoumány materiálové kombinace, kde ITO slouží jako základní vodič, na který jsou nadeponovány transparentní nebo semitransparentní tenké vrstvy nitridu titanitého nebo diamantu podobné uhlíkové vrstvy (DLC), které nemusí mít tak nízký vrstvý odpor jako ITO, ale jsou vhodnější pro bioelektronické aplikace.

# 1. BIOELEKTRONICKÁ ROZHRAŇÍ S ELEKTROGENNÍMI BUŇKAMI

Elektrogenní buňky jsou druh buněk, které jsou elektricky aktivní, tedy vytvářejí elektrické signály nebo u nich obecně dochází ke změnám potenciálu na jejich buněčných membránách. Do této skupiny patří neurony, srdeční svalstvo (kardiomyocyty), buňky sítnice nebo buňky svalů. [1][2][3]

Nejrozšířenějším typem v bioelektronice jsou neurální rozhraní. Systémy neurálních rozhraní nebo také rozhraní mozek-stroj (BMI) a rozhraní mozek-počítač (BCI) jsou bioelektronická zařízení, která umožňují záznam nervových signálů a stimulaci nervového systému. V rozšířeném pojetí tak mohou poskytovat propojení mezi mozkem a okolním světem, vedle přirozených možností, jako jsou smysly a motorika. [4][5]

Neurální rozhraní lze rozdělit na vstupní (stimulace), výstupní (záznam) a obousměrná, speciálně pak s uzavřenou zpětnou vazbou, např. pro ovládání protéz, ale také pro neustálé vlastní přizpůsobování uživateli, podle jeho duševního stavu. [4][6]

Obecně však neurální rozhraní poskytují rozsáhlou škálu aplikací. Výstupní neurální rozhraní umožňují výzkum v oblasti neurověd, poskytující porozumění kódování neurálních signálů, reakcí zrcadlových neuronů, neuroplasticity atd. Dále jde o klinické aplikace zaměřené na obnovení motoriky, která byla ztracena v důsledku poškození míchy, mrtvice nebo neurodegenerativních chorob, nebo naopak v případě poškození svalů a periferních nervů nebo amputace končetiny. [4]

V současnosti patří mezi klinicky používané zvláště vstupní neurální rozhraní, resp. neurostimulátory. Zde patří kochleární implantát pro obnovení sluchu a neuromodulační zařízení pro tlumení a léčbu neurologických onemocnění jako jsou Parkinsonova choroba, dystonie, epilepsie nebo deprese. [4][5]

Systémy neurálních rozhraní lze většinou rozdělit na tři části: elektrodové rozhraní, elektronické rozhraní pro záznam a stimulaci a digitální rozhraní pro zpracování neurálních signálů. [7]

Konstrukce implantovatelných systémů neurálních rozhraní je však stále vystavena řadě výzev, jejichž vyřešení je nutné pro praktické a bezpečné používání v klinických, případně uživatelských aplikacích. Z hlediska praktičnosti je významná nízká spotřeba, která vyloučí nutnost odvodu tepla, a dále pak absence externích vodičů, které by uživatele omezovaly v pohybu. Z hlediska bezpečnosti je však také vhodná eliminace externích konektorů, s kterými hrozí nebezpečí infekcí a dalších komplikací. Stěžejním parametrem pro chronické aplikace je stabilita použitých materiálů, která vyloučí jak náhlé selhání systému, tak také postupné změny, které by způsobily chybnou funkci systému. [4][7]

## 1.1 Elektrické buněčné signály

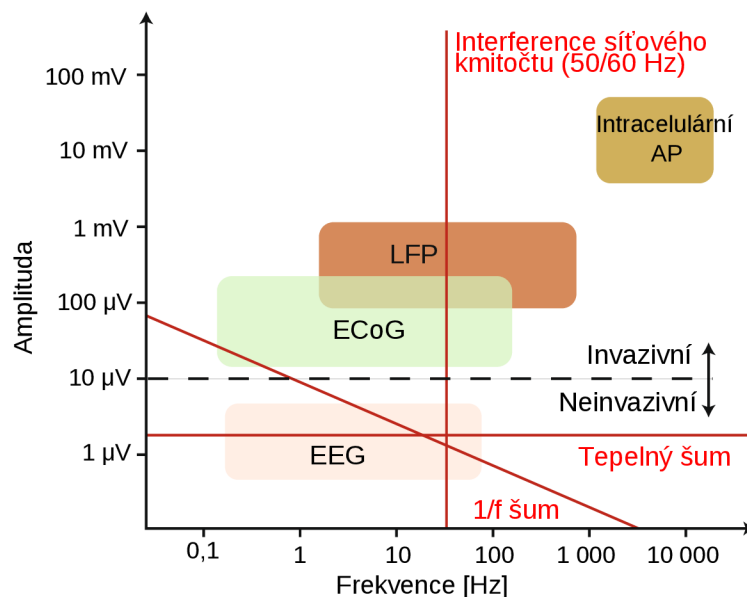
S využitím bioelektronických rozhraní lze zaznamenávat různé druhy signálů, jejichž vlastnosti závisí především na druhu, a tedy umístění a elektrod. Základní dělení elektrod podle umístění je na neinvazivní a invazivní. [7]

### 1.1.1 Přehled neurálních signálů

Představiteli neinvazivního záznamu neurálních signálů jsou některé encefalografické metody, mezi které patří elektroencefalografie (EEG) a magnetoencefalografie (MEG). Dále lze také zmínit speciální typ funkční magnetické rezonance (fMRI), encefalografie magnetickou rezonancí (MREG), která však nezaznamenává elektromagnetické signály neuronů, ale změny průtoku krve částmi mozku. Tyto metody poskytují signály, které mají typicky omezené prostorové, případně i časové rozlišení. [8][9][10]

Invazivní techniky záznamu neurálních signálů lze dále rozdělit na extracelulární a intracelulární, tedy zda je zaznamenávána aktivita v elektrolytu v okolí neuronů nebo uvnitř neuronu, resp. mezi vnitřkem neuronu a buněčnou membránou, pak jde o záznam intracelulárního akčního potenciálu (AP). Představiteli extracelulárních metod jsou elektrokortikografie (ECoG) a záznam potenciálu lokálního pole (LFP).[5][7]

Souhrn frekvenčních rozsahů a amplitud jednotlivých druhů signálů je na obrázku 1.1.



Obrázek 1.1 Znázornění frekvenčních spekter a amplitud neurálních signálů (převzato z [7])

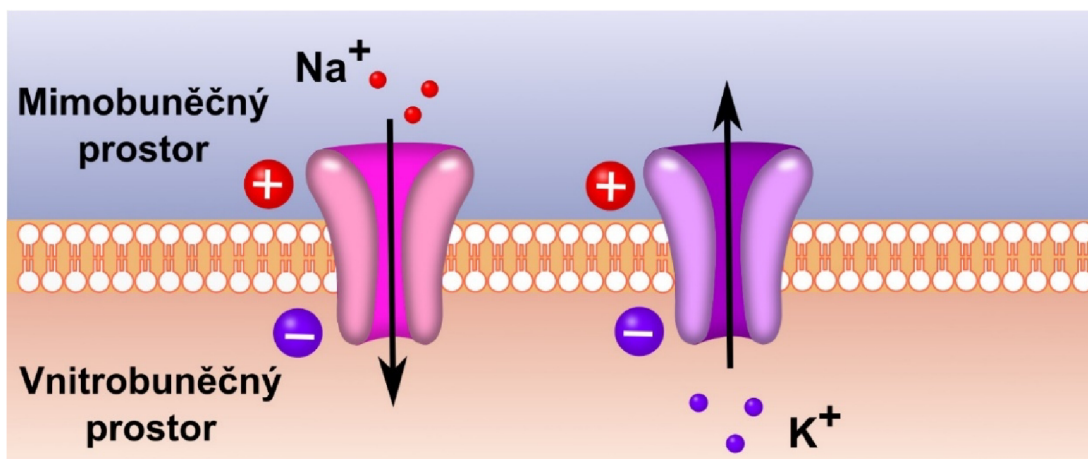
Značnou nevýhodou signálů neinvazivních metod je poměrně malá amplituda. To je problematické vzhledem interferenčním vlivům, které jsou nevyhnutelnou součástí elektronických zařízení, a to 1/f šum, resp. růžový šum, a tepelný šum, resp. bílý šum. Takto získané signály pak mají nízký poměr signálu a šumu (SNR). Problematickou,

avšak kompenzovatelnou, je také interference síťového kmitočtu. Kromě zmíněných interferencí je také problematická detekce jiných biologických signálů, zejména elektromyografické (EMG) signály, tedy elektrická aktivita svalů, například při pohybech hlavy, čelisti, očí nebo při mrkání. Protože EEG a EMG signály sdílejí frekvenční pásma, není možné EMG signály jednoduše odfiltrovat, ale takto vzniklé artefakty je nutné odstraňovat speciálním korekčními algoritmy. [7][8][11][12]

### 1.1.2 Vznik elektrických signálů buněk

Vznik a šíření elektrických signálů elektrogenními buňkami, je založeno na dějích na plazmatických membránách neuronů a axonů. Základním jevem je rozdíl, resp. gradient, iontů sodíku ( $\text{Na}^+$ ), draslíku ( $\text{K}^+$ ) a také vápníku ( $\text{Ca}^{2+}$ ) a chlóru ( $\text{Cl}^-$ ) na plazmatické membráně, který vytváří elektrické napětí mezi vnitřkem buňky a mimobuněčným okolím. [13]

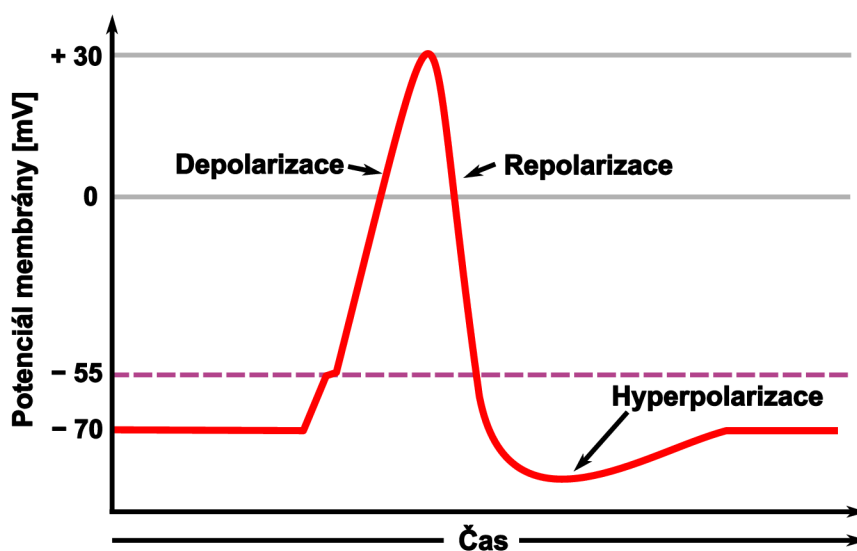
Děje na buněčných membránách jsou v následujícím příkladě popsány nejprve pro nervové buňky. V klidovém stavu je za normálních okolností potenciál uvnitř buňky záporný. Tento potenciál je označován jako klidový potenciál a odpovídá hodnotám -60 mV až -70 mV. Řadou různých aktivit, jako je změna napětí na buněčné membráně, mechanický stimul nebo přítomnost neurotransmiteru, dochází k otevření zvláště kationtových kanálů, a tak průchodu iontů skrze membránu a změnám potenciálu, jak je ilustrováno na obrázku 1.2. Tyto změny potenciálu jsou označovány jako akční potenciál (AP). Tento proces se skládá z několika částí, a vytváří tak charakteristický špičkovitý signál AP, jak je na obrázku 1.3. [14][13]



Obrázek 1.2 Ilustrace kationtových kanálů v plazmatické membráně (převzato z [15])

Vznik akčního potenciálu začíná depolarizací plazmatické membrány. Při depolarizaci je zvýšena propustnost membrány pro sodíkové ionty otevřením  $\text{Na}^+$  iontových kanálů. Sodíkové ionty mají při normální tělesné teplotě člověka rovnovážný potenciál cca +55 mV a při depolarizaci dochází ke vstupu sodíkových iontů do buňky a vnitřek buňky tak zvyšuje svůj potenciál až k hodnotám přes 30 mV. Doba depolarizace

je cca 1 ms, poté dochází k uzavření  $\text{Na}^+$  kanálů a plnému otevření pomalejších  $\text{K}^+$  kanálů. Draslíkové ionty mají rovnovážný potenciál cca -103 mV, a dochází tak k poklesu potenciálu. K uzavírání  $\text{K}^+$  kanálu dojde při dosažení klidového potenciálu membrány. Kvůli jejich pomalejší dynamice dochází také k hyperpolarizaci, kdy potenciál uvnitř buňky je nižší než klidový. Následuje postupné ustálení na klidový potenciál vlivem sodno-draselných antiportů. [5][14]

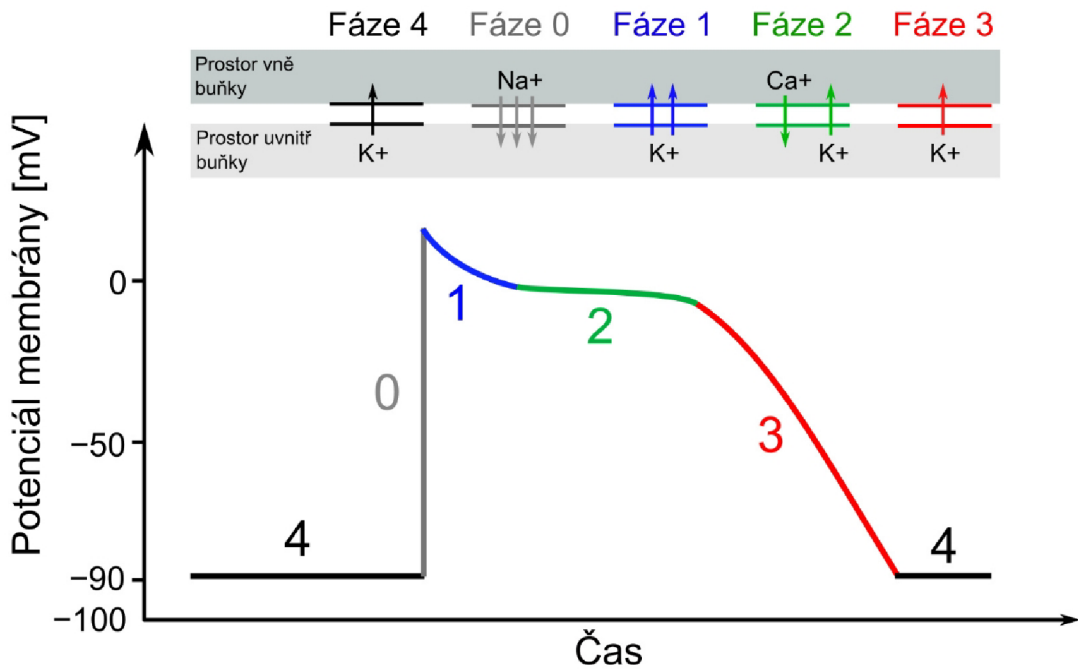


Obrázek 1.3 Průběh akčního potenciálu neuronu (převzato z [14])

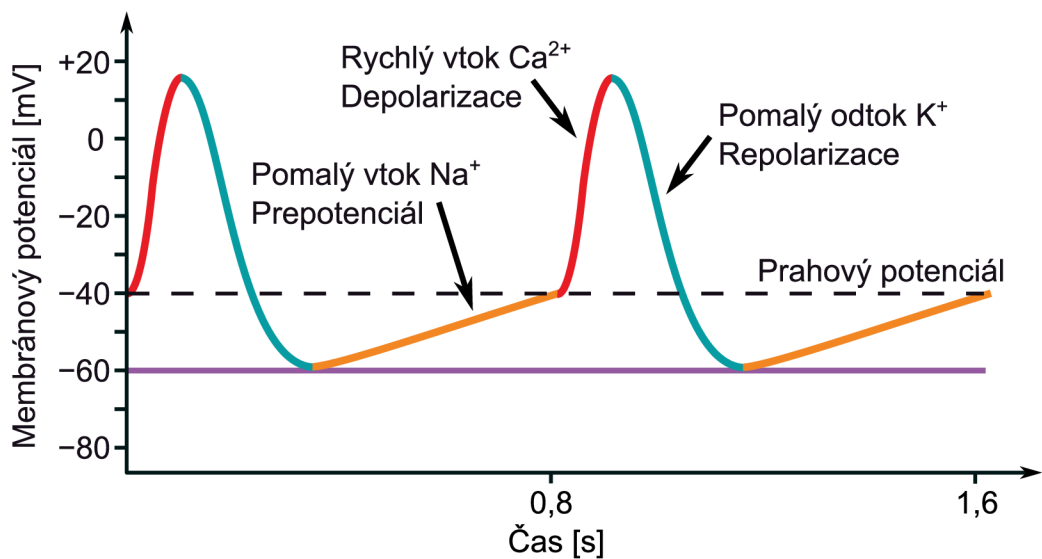
Tento popsaný signál lze měřit vnitrobuněčně nebo mimo buňku v okolním elektrolytu, kam se šíří a kde na něj reagují volné ionty. Signál zaznamenaný mimo buňku tak má opačný průběh potenciálu. Elektrody větších rozměrů nebo více vzdálené od neuronů nezaznamenávají signály jednotlivých neuronů, ale LPF, tedy kombinaci více okolních neuronů. [5]

Akční potenciál kardiomyocytů ve srovnání s neurony zahrnuje další mechanismy. Klidový potenciál o hodnotě  $-90$  mV je udržován otevřenými  $\text{K}^+$  iontovými kanály (obrázek 1.4, fáze 4), které však mají charakter dovnitřních usměrňovačů. Tyto kanály jsou schopny vést větší proud  $\text{K}^+$  dovnitř buňky než ven z buňky, a to i případně, že koncentrace  $\text{K}^+$  je na obou stranách membrány stejná. Zajišťují tak homeostázu  $\text{K}^+$  kardiomyocytů. Potenciál membrány může velmi rychle vzrůst k hodnotě až  $+10$  mV otevřením  $\text{Na}^+$  iontových kanálů (obrázek 1.4, fáze 0), čímž dojde k depolarizaci membrány. Na to následně reagují  $\text{K}^+$  kanály přechodným proudem z buňky (obrázek 1.4, fáze 1) a dojde k ustálení membránového potenciálu na hodnotě  $\approx 0$  mV. Při této hodnotě dojde k otevření  $\text{Ca}^{2+}$  iontových kanálů a proudu do buňky (obrázek 1.4, fáze 2). Tento proud  $\text{Ca}^{2+}$  je stěžejní pro kontrakci kardiomyocytů. Zároveň dojde k otevírání opožděných  $\text{K}^+$  kanálů, které způsobí snižování membránového potenciálu, i po uzavření  $\text{Ca}^{2+}$  iontových kanálů, až ke klidové hodnotě  $-90$  mV. Délka celého intervalu bývá v rozsahu 250 ms až 300 ms. [16][17][18][19][20]

Speciálním případem je akční potenciál sinoatriálního uzlu, který společně s atriiventrikulárním uzlem, Hisovým svazkem a Purkyňovými vlákny tvoří elektrický převodní srdeční systém. Buňky těchto tkání nemají klidový potenciál membrány a zajišťují tak signál pro srdeční rytmus. To je způsobeno spontánní depolarizací vlivem  $\text{Na}^+$  iontových kanálů, nazývanou také prepotenciální depolarizací. Po dosažení prahového potenciálu  $\approx -40 \text{ mV}$  dochází k rychlé depolarizaci vtokem  $\text{Ca}^{2+}$  iontů, a následně repolarizaci pomalým odtokem  $\text{K}^+$  iontů. [20]



Obrázek 1.4 Průběh akčního potenciálu kardiomyocytů (převzato z[16])



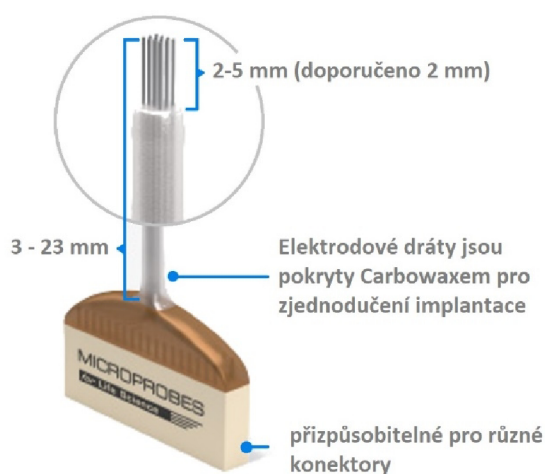
Obrázek 1.5 Průběh akčního potenciálu sinoatriálního uzlu (převzato z [20])



## 1.2 Druhy neurálních rozhraní pro *in vivo*

### 1.2.1 Mikrodrátková pole (MWA)

Mikrodrátková pole (MWA) jsou zařízení pro záznam mimobuněčných signálů, na rozdíl od jednotlivých vodičů vhodných pro vnitrobuněčná měření. Jejich konstrukce je často tvořena z jednotlivých dílů zahrnujících drátky o průměru 10-200  $\mu\text{m}$ , konektoru, případně desky plošných spojů a přídatných kabelů. Tento způsob konstrukce také nabízí možnost přímé integrace aktivních polovodičových součástek, zejména integrovaných zesilovacích polí. Ukázka komerčně nabízeného řešení s možností zakázkové výroby je na obrázku 1.6. [21][22][23][24]



Obrázek 1.6 Ukázka komerčně nabízeného řešení mikrodrátkového pole s možností zakázkové výroby (převzato z [25], upraveno)

Pro mikrodrátky je využíváno materiálů, které jsou chemicky odolné a mechanicky pevné, tak aby byla minimalizována jejich deformace. Mezi používané materiály patří wolfram, platina, nerezová ocel a slitiny platina-iridium (Pt-Ir) a nichrom (Ni-Cr). Jako nestandardní materiál pro mikrodrátková pole byl představena také slitina nitinol (Ni-Ti) pro snížení rizika poškození mozkových cév a následné odumírání neuronů. Konce mikrodrátků mohou být ponechány rovné nebo mohou být zastřiženy pod úhlem. Jednotlivé mikrodrátky bývají částečně izolovány nejčastěji pomocí polyimidu, parylenu-C nebo polytetrafluorethylenu (PTFE). [21][22][26]

Počet mikrodrátků i geometrie jejich uložení bývá různá. Nejjednodušším typem je čtveřice mikrodrátků označovaná jako tetroda, mezi nejsložitější pak patří až 64 kanálové maticové pole. Ve speciálních případech však může jít také o svazek mikrodrátků, jejichž počet může být škálován až do tisíců. Takové řešení představuje výzvu pro spolehlivé propojování, představené řešení předpokládá využití jemného pole mikroelektrod, konkrétně polovodičový čip ve standardní křemíkové technologii CMOS. [21][23][24]

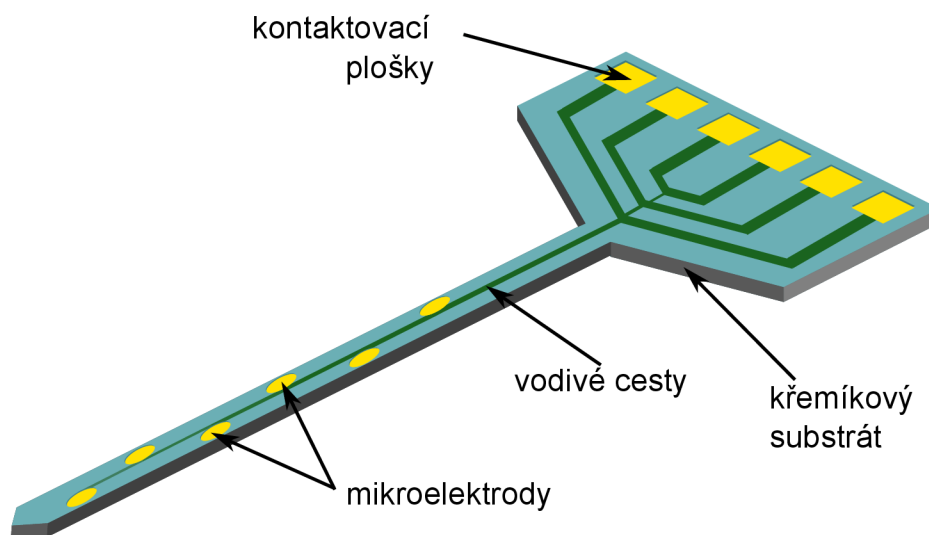
MWA jsou vhodná pro chronickou implantaci do různých zvířat, od hlodavců po subhumánní primáty. Ukázkou možné spolehlivosti je případ 64 kanálového MWA, který byl v mozku makaka implantován po dobu sedmi let. [25] [27]

### 1.2.2 Michiganská mikroelektrodová sonda

Neurální sondy Michiganského typu jsou elektrodová pole jehlového tvaru, kde jsou mikroelektrody rozloženy v rovině na širší stěně jehly. Tento typ sondy je pojmenován po státní univerzitě v Michiganu, kde působil Kensall D. Wise, vynálezce efektivní metody pro jejich výrobu. [28][29]

Tento typ sondy je jeden z typů, který využívá pro konstrukci křemíkovou technologii. Vývoj a výroba křemíkových neurálních sond vyplynula z nápadu, využít rychle se rozvíjející polovodičové výroby a fotolitografických mikroobráběcích technik pro mikroelektromechanické systémy (MEMS). Tyto techniky umožňují výrobu miniaturních elektrod s přesně danou roztečí v řádu jednotek mikrometrů, a tedy s rozměry srovnatelnými s jednotlivými neurony. Přesnou rozměrovou kontrolu, vysoké rozlišení, a možnost hromadné výroby lze považovat za hlavní výhody, ve srovnání s možnostmi mikrodrátkových sond. [28][29][30]

Sondy Michiganského typu jsou charakteristické, planárním rozložením elektrod na jehle, která může být široká v řádu desítek mikrometrů a tenká až 15  $\mu\text{m}$ . Takovéto planární rozložení je v kontrastu s jinými typy sond, kde jako elektroda pracuje pouze odizolovaný hrot jehly. Délka sondy bývá v rozsahu 2-15 mm. Ilustrace sondy Michiganského typu je na obrázku 1.7 [28][31][32]



Obrázek 1.7 Ilustrace sondy Michiganského typu

Významnost metody, kterou v 80. letech Kensall D. Wise vynalezl, byla spolehlivost výroby sond s tloušťkou v nižších desítkách mikrometrů, ačkoliv tloušťka křemíkových

waferů je v řádu stovek mikrometrů. Alternativně práce s tenčími wafery nebo oboustranná fotolitografie, resp. přesné leptání, zvyšuje komplikovanost výroby, a může snížit výtěžnost. [29][33]

Původní postup výroby je následující. Výchozím materiálem je křemíkový wafer typu p(100), o běžných tloušťkách a dotacích, s narostlým oxidem. Litografickými technikami jsou vytvořeny do oxidu otvory odpovídající výslednému tvaru sondy. Stejným krokem je silná a hloubková dotace borem. Hloubka difúze s koncentrací dopantů přesahující hodnotu  $5 \cdot 10^{19} \text{ cm}^{-3}$  pak bude definovat výslednou tloušťku sondy. Maskovací oxid je odstraněn a nahrazen vícevrstvou kombinující termální oxid, nitrid křemičitý a oxid křemičitý, které jsou připraveny metodami chemické depozice z plynné fáze (CVD), pro dosažení vrstvy s koeficientem teplotní roztažnosti blízkým křemíku. Následuje vytvoření vodivých cest z tantalu nebo polykrystalického křemíku, depozice horní izolační vrstvy z oxidu a nitridu křemičitého, vytvoření otvorů v izolační vrstvě v místech kontaktů a pozlacení kontaktů technikou lift-off. Mezi poslední kroky patří odstranění oxidu mimo oblasti sond, ztenčení waferu izotropním leptáním leptacím roztokem 1:9 kyseliny fluorovodíkové a kyseliny dusičné. Samotné doleptání, a tedy uvolnění jednotlivých sond je realizováno pomocí roztoku ethylendiamin pyrokatecholu (EDP), který má vysokou selektivitu k vysoce dopovanému křemíku. [33]

V současnosti se však nabízí využití modernější standardních technologií. Podobných výsledků bylo dosaženo pomocí waferů s technologií polovodič na izolátoru (SOI), v které je sonda realizována v horním křemíku a ponořený oxid křemičitý slouží jako oddělovací vrstva při leptání podložního křemíku. Vhodným způsobem pro leptání křemíku je vysoce izotropní hloubkové reaktivní iontové leptání (DRIE). Uvolnění jednotlivých sond je pak realizováno leptáním tenkého ponořeného oxidu křemičitého. [34]

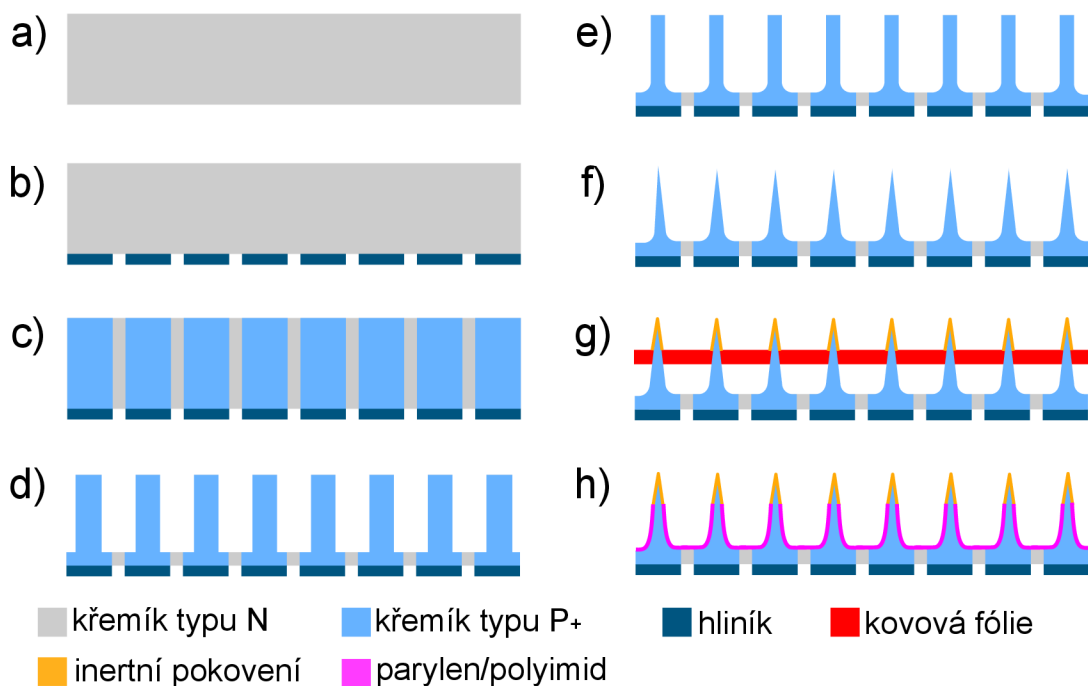
Vedle sond tvořených jednou jehlou lze vyrábět sondy tvořené více jehlami na jednom substrátu, které pak vytvářejí 2D elektrodové pole. Tyto 2D pole lze dále skládat 3D polí, což umožňuje objemové snímání, např. celé oblasti mozku. Tyto možnosti ukazují výbornou škálovatelnost neurálních sond Michiganského typu. [30]

### 1.2.3 Utažské mikroelektrodové pole

Utažské mikroelektrodové pole (UEA) je další typ neurálního rozhraní vyráběný v křemíkové technologii. Jde o 2D pole tvořené jehlovitými elektrodami, kde jako elektrický kontakt s tkání slouží pouze odizolovaný hrot. Tradiční UEA je tvořeno 100 elektrodami uloženými do čtvercové matice, s roztečí elektrod cca 400  $\mu\text{m}$  a průměrem hrotu 10-30  $\mu\text{m}$ . Výška elektrod bývá různá v rozsahu 0,5-1,5 mm. [28][30][32]

Původní metoda výroby je ilustrována na obrázku 1.8. Základním substrátem je křemíkový wafer typu N, s orientací (100), tloušťkou cca 1,7 mm, leštěný z jedné strany. Na vyleštěnou stranu substrátu je nadeponována vrstva hliníku o tloušťce cca 5  $\mu\text{m}$ . Z vrstvy hliníku je následně fotolitografickými technikami vytvořeno pole čtverečků,

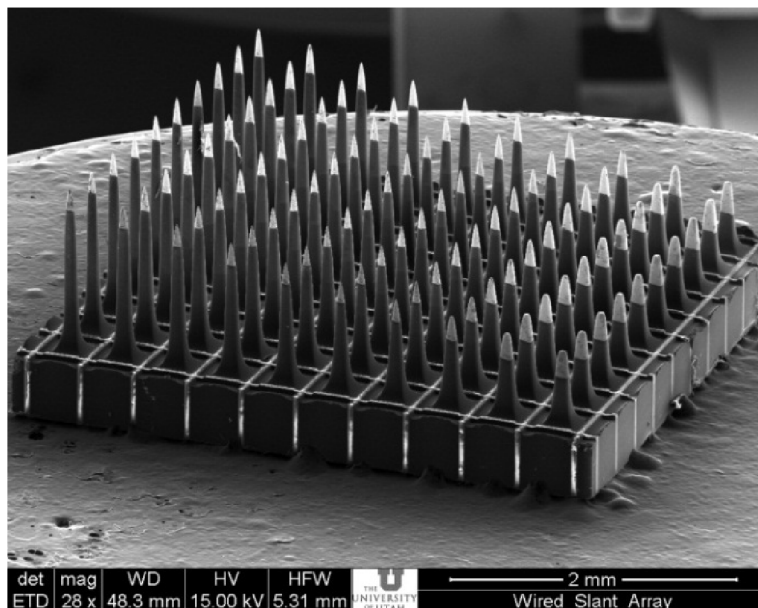
s délkou strany 325  $\mu\text{m}$  a roztečí 400  $\mu\text{m}$  (obrázek 1.8b). Takto připravený wafer je následně vystaven procesu termomigrace, kdy je skrz wafer vytvořen teplotní gradient vodním hlazením ze strany hliníkových čtverečků a infračerveným ohřevem ze strany druhé. Teplota ohřevu je až 1250  $^{\circ}\text{C}$ , kdy je hliník roztaven, a vlivem teplotního gradientu, dochází k migraci hliníku k teplejší straně. Hliník zde slouží jako dopant typu P, dochází tak ke vzniku PN přechodů, které budou oddělovat jednotlivé elektrody (obrázek 1.8c). Struktura 3D elektrod (obrázek 1.8d) je vytvořena pomocí pily s diamantovým kotoučem pro řezání waferů, hloubka řezu je 1,5 mm pro tloušťku waferu 1,7 mm. Pro vytvoření struktury je potřeba 11 řezů s roztečí 400  $\mu\text{m}$  v jednom směru a následně dalších 11 ve směru kolmém. Následuje izotropní leptání struktur v roztoku kyseliny dusičné a kyseliny fluorovodíkové v poměru 19:1. Leptání je provedeno ve dvou režimech, dynamickém (obrázek 1.8e), kdy je roztok míchán a dochází tak k rychlé výměně leptacího roztoku ve vyřezaných drážkách, a statickém, který dále tvaruje elektrody (obrázek 1.8f). Hroty elektrod jsou následně pokoveny vrstvou zlata a platiny, přičemž zbytek elektrodového pole je maskován kovovou folií (obrázek 1.8g). Následně je obvod pasivován polyimidem (obrázek 1.8g) a pokovení elektrod je odhaleno leptáním polyimidu v kyslíkové plazmě, kde je polyimid opět maskován kovovou folií. [35]



Obrázek 1.8 Klasický postup výroby Utažského mikroelektrodového pole

Alternativní metoda izolace jednotlivých elektrod k výše představené je využití skleněné frity, s koeficientem teplotní roztažnosti podobné křemíku. Metoda zahrnuje vyřezání mělkých drážek do hloubky cca 0,3 mm, které jsou následně vyplněny směsí sklené frity v methanolu, a zahřátí waferů na teplotu 1150  $^{\circ}\text{C}$ . Takto lze zcela vyloučit hliníkovou metalizaci a může být nahrazena vhodnější, např. Ti/Ir/Pt. [36][37]

Geometrie UEA se může lišit podle aplikace, pro centrální nervovou soustavu nebo pro periferní nervovou soustavu. Je zájmem, aby pro implantaci do periferních nervů, které mají válcový tvar, byl tvar pole zakřivený, případně aby délka elektrod nebyla konstantní. Příkladem standardní podoby UEA s proměnnou délkou elektrod je Utažské skloněné elektrodové pole (USEA), ukázka je na obrázku 1.9. Tento tvar umožňuje stimulaci různých svazků nervových vláken uvnitř periferního nervu. Speciální tvar UEA s proměnnou délkou elektrod byl také představen pro řešení sítnicové protězy. [37][38]



Obrázek 1.9 Utažské skloněné elektrodové pole (převzato z [39])

#### 1.2.4 Mikroelektrodová pole pro ECoG

Mikroelektrodová pole pro ECoG jsou určena pro implantaci pod lebku, na povrch mozku, nikoliv však do mozkové kůry. Implantace může být epidurální nebo subdurální, podle toho, zda jde o implantaci nad nebo pod tvrdou plenu mozkovou. Přestože jde o invazivní metodu, lze ji označit za minimálně invazivní, protože nepenetruje mozkovou kůru. To představuje významnou výhodu ve srovnání s jinými invazivními elektrodami, jejichž implantace může způsobovat poškození nervových tkání. Lze také předpokládat, že minimálně invazivní elektrodová pole mohou poskytnout lepší spolehlivost a dlouhodobou funkčnost, protože jsou snížena rizika vzniku zjizvení, zánětu, a narušení cév, které může vést ke zhoršení kvality záznamů signálů, degeneraci nervové tkáně, a tím špatné funkci některých elektrod. Z pohledu minimální invazivnosti je lepší epidurální implantace, která stále umožňuje kvalitní záznam neurálních signálů, ale nevyžaduje narušení tvrdé pleny mozkové, čímž snižuje i riziko poškození mozkové kůry. [40][41][42]

Tradiční makroelektrodová pole pro ECoG jsou tvořena maticí elektrod o průměru 4 mm, přičemž průměr odhaleného kontaktu je 2,3 mm, a rozteči 10 mm. Vedle

tradičních elektrodoých polí jsou však také zkoumány mikroelektrodoá pole ( $\mu$ ECoG), která umožňují rozteč mezi elektrodami pod 1 mm. To umožňuje zlepšení prostorového rozlišení a možnost lepšího zaměření na konkrétní části mozku. To může umožnit zlepšení pro diagnostiku epilepsie a přesně zaměřenou neuromodulaci pro zmírnění epileptických záchvatů, bez ovlivnění jiných částí mozku. [43][44][45]

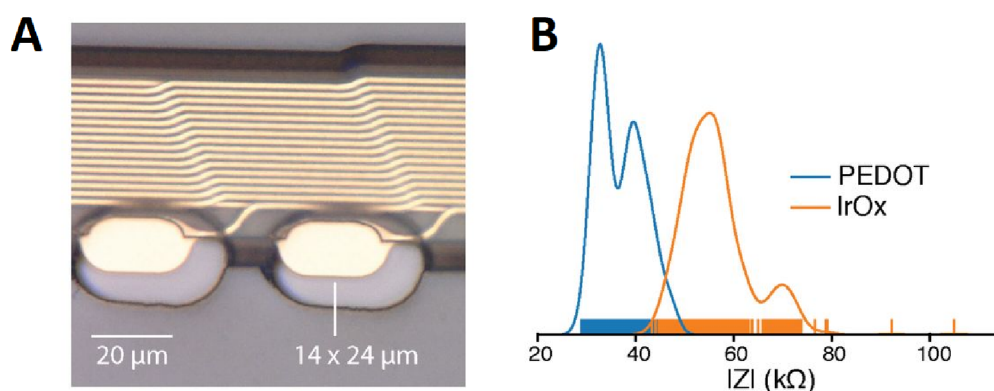
Pro  $\mu$ ECoG je zvláště významný substrát, který bývá flexibilní a měkký, aby nešlo k mechanickému podráždění tkání. Mezi nejčastěji používané materiály patří polyimid, parylen, případně také silikon. Samotné elektrody bývají vyráběny z platiny, zlata, iridia nebo vodivých polymerů, např. PEDOT:PSS.[44][46][47]

### 1.2.5 Vláknoá flexibilní elektrodoá pole

Vláknoá flexibilní elektrodoá pole jsou technologie představené společností Neuralink. Šířka zkoumaných vláken je 5-50  $\mu$ m, tloušťka 4-6  $\mu$ m a délka cca 20 mm. Každé z těchto vláken má 32 elektrod. Testovanými materiály elektrod byly oxid iridičitý a PEDOS:PSS, s kterým bylo dosaženo nižší impedance, avšak je předpokládána horší dlouhodobá stabilita. Jako izolační materiál je použit polyimid. Konstrukce a graf rozsahů impedance elektrod je na obrázku 1.10. [48]

Tento druh vláknových elektrodoých polí předpokládá skládání do vícerozměrných polí. Bylo představeno řešení obsahující 96 vláken, a tak celkem 3072 elektrod. Vzhledem k tomu, že jde o tenká a dlouhá vlákna, není možná přímá implantace bez vyztužení. Zároveň je implantace takového počtu konvenčními metodami zdlouhavá. Proto bylo představeno řešení implantace speciálním robotem.[48]

Toto řešení, implantace vláken do různých částí mozku, bylo pro klinické aplikace zhodnoceno jako významné pro předpověď, prevenci a zastavení epileptických záchvatů, a tak potenciální řešení pro pacienty s epilepsií odolnou lékům. [49]



Obrázek 1.10 Konstrukce a impedance elektrod vláken pro Neuralink (převzato z [48])

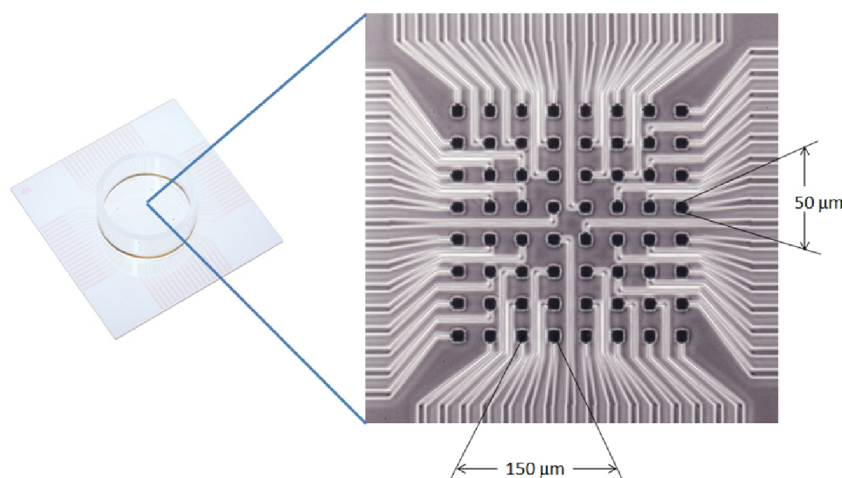


## 1.3 Bioelektronická rozhraní pro *in vitro* aplikace

### 1.3.1 Planární mikroelektrodotová pole

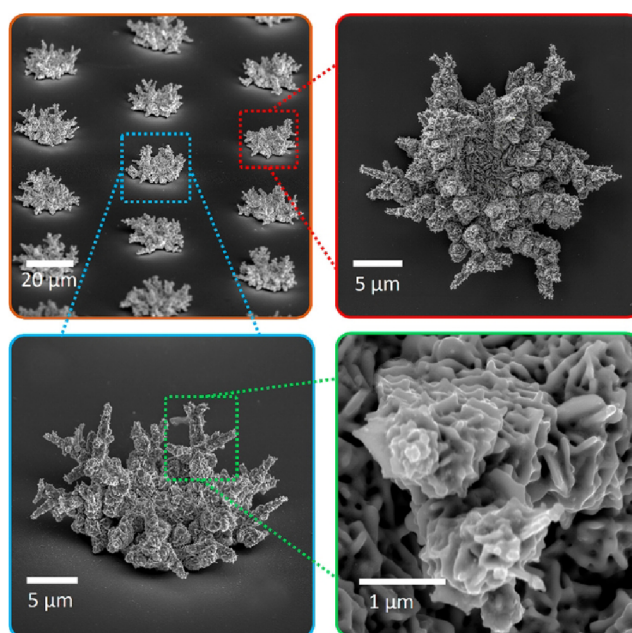
Planární mikroelektrodotová pole (pMEAs) pro *in vitro* aplikace jsou nástrojem pro neurální elektrofyziologii, kde poskytují střední cestu mezi implantovatelnými mikroelektrodotovými poli a měřeními na jednotlivých neuronech s využitím mikropipet nebo mikrodrátkových sond. pMEAs se svým celkovým provedením často podobají Petriho misce, avšak se zabudovanými elektrodami, vyrobenými pomocí fotolitografických technik. Substráty pro výrobu pMEAs, a také propojovací vodiče bývají průhledné pro dobré pozorování pod inverzním mikroskopem. Materiálem substrátu bývá nejčastěji sklo a materiálem propojovacích vodičů např. oxid inditý dopovaný cínem (ITO). Materiály pro výrobu elektrod pak zahrnují zlato, platinu, nitrid titanitý (TiN) a ITO, které jsou dále elektrodepozicí pokryty oxidem iridičitým, nebo platinovou černí. [3][50][51][52]

Mezi standardní typy pMEA patří MEA60 od německé společnosti Multi Channel Systems MCS a MED64, jak je na obrázku 1.11, od japonské společnosti Alpha MED Scientific Inc. MEA60 je tvořena zlatými vodiči s TiN jako materiálem elektrod na skleněném substrátu. MED64 jsou naopak tvořeny vodiči z ITO a elektrodami ze zlata a niklu pokrytými platinovou černí. [52]



Obrázek 1.11 Planární mikroelektrodotové pole typu MED64 (převzato z [53])

Kromě striktně planárních elektrod jsou využívány i 3D elektrody s různou morfologií. Jde zejména o nanojehly, nanodrátky, nanopíle, a zlaté nanostruktury (GNS) hříbovitého nebo fraktálního tvaru, jak je na obrázku 1.12. Těchto struktur bývají vyráběny fotolitografickými technikami s využitím reaktivního iontového leptání (RIE), v případě zlatých nanostruktur pak elektrodepozicí. Hlavní motivací je zlepšení SNR a také možnost intracelulárních měření. [51][54][55][56]



Obrázek 1.12 Ukázka fraktálních zlatých nanostruktur pro MEA (převzato z [56], upraveno)[54]

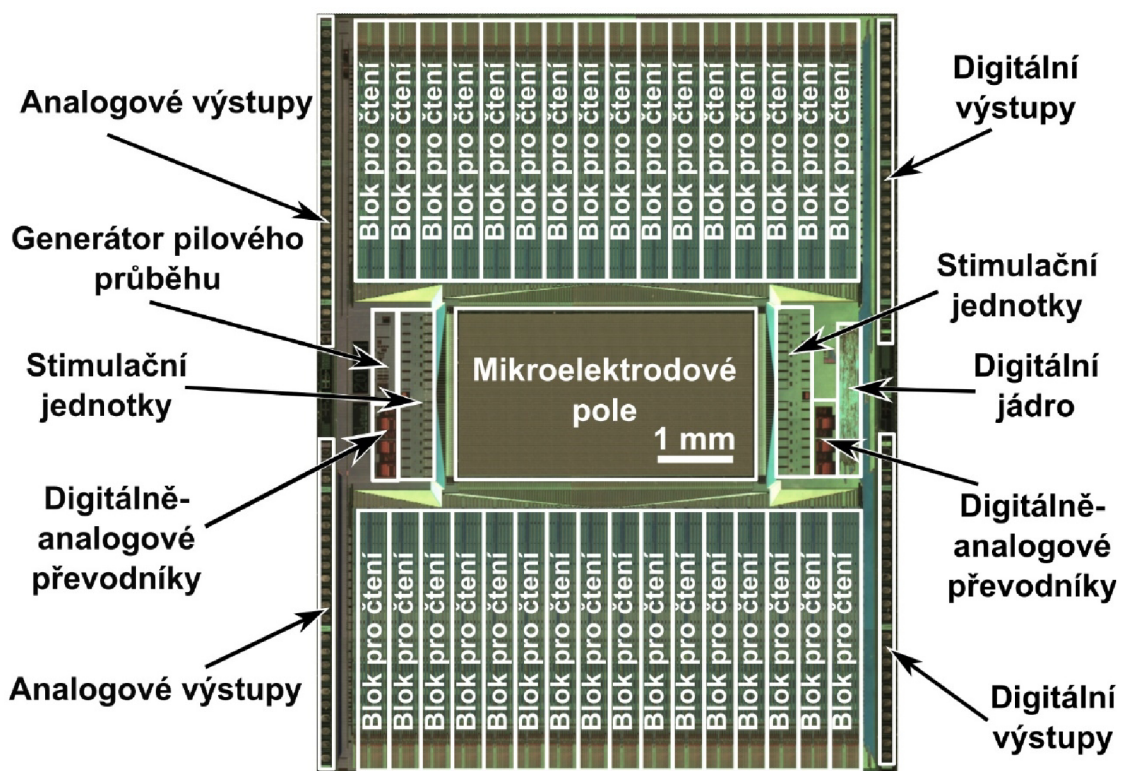
pMEAs jsou v neurofyziologii používána pro neurofarmakologii, testování neurotoxicity a neurální plasticity. Obecně však mohou být používána pro elektrogenní buňky, tedy neurony, srdeční buňky (kardiomyocyty) nebo svalové buňky, v podobě jednotlivých buněk, kultur nebo tkáňových řezů. [3][54]

### 1.3.2 CMOS mikroelektrodová pole

CMOS mikroelektrodová pole (CMOS MEAs) představují aktivní variantu k pasivním pMEAs. CMOS MEAs poskytují zpracování signálů na čipu s využitím zesilovačů a analogově-digitálních převodníků, čímž omezují vliv parazitních vlastností přívodních kabelů. Zároveň umožňují záznam a stimulaci s vysokým prostorovým rozlišením a tisíci kanálů. Ukázka konstrukce pole 26400 elektrodami je na obrázku 1.13. [57][58]

S ohledem na SNR jsou využívány dva druhy polí, pole s aktivními pixelovými senzory (APS) a pole s přepínanou maticí (SM). APS obsahují analogové zpracování signálu v každém z pixelů, což však představuje problém z hlediska plochy. Omezená plocha pro analogové obvody vede k horšímu SNR. Větší množství analogových obvodů také může vést k vyšší spotřebě. SM pole obsahují analogové zpracování mimo snímací plochu MEA, přičemž signály pro zpracování jsou multiplexovány. To přináší výhodu kvalitnějšího analogového zpracování signálů, a tím lepší SNR. Nevýhodou je však, že pouze část signálů může být zaznamenávána současně. [57][58]





Obrázek 1.13 CMOS MEA s 26400 elektrodami (převzato z [58])

### 1.3.3 Aplikace s mikrofluidními systémy

Mikrofluidní systémy jsou technologie, které umožňují precizní manipulaci a řízení toku tekutin s využitím mikrokanálek. Spojením procesů jako jsou příprava tekutin, přesné dávkování, míchání, separace složek a detekce lze vytvořit systém nazývaný „laboratoř na čipu“. Jednou z aplikací je např. analýza krve, která zahrnuje separaci jejích složek na červená a bílé krvinky, krevní destičky a krevní plazmu, dále pak rozklad buněk narušením jejich buněčných membrán, a elektrochemickou analýzu složek, resp. kvantitativní analýzu žádaných látek. [59][60]

Vlastnosti „laboratoře na čipu“ lze však rozšířit o pokročilejší koncept využívající nanosené živé buněčné kultury, které společně s mikrofluidními systémy napodobují chování orgánu, jde tedy o mikroskopický biomimetický systém. Tento koncept je nazýván „orgán na čipu“ a jde o jeden z typů *in vitro* modelů orgánů. Ty mají za cíl poskytnout náhradu za zvířecí modely, které jsou v řadě ohledech, jako je např. imunitní a hormonální odezva, odlišné. Přesnost zvířecích modelů je lepší v případě velkých savců, což vyžaduje vyšší nároky na organizaci, prostory a školení personálu. Významný je také etický aspekt takových experimentů. [59][61][62]

Konkrétními modelovanými orgány jsou: plíce, mozek, srdce, játra, ledviny, kůže a střeva. Z těchto aplikací mají průhledné elektricky vodivé materiály největší význam

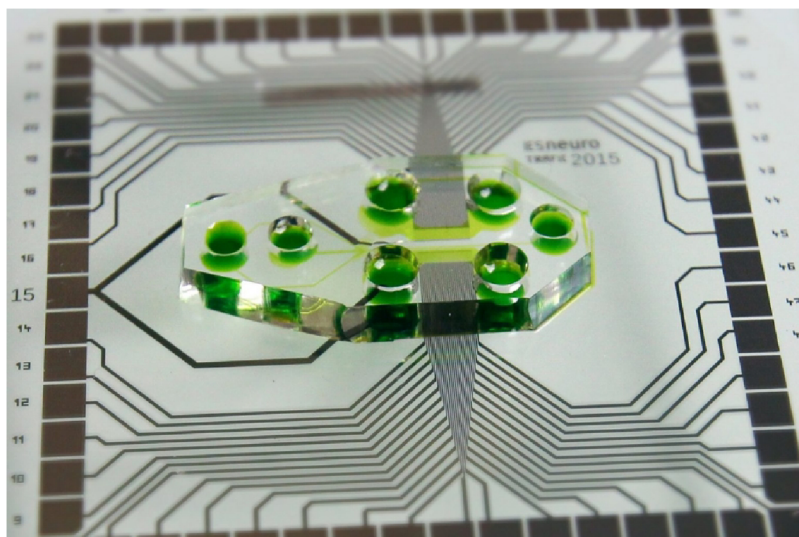
pro „srdce na čipu“, u kterého je potřebná elektrostimulace a hlavním předmět zájmu je srdeční elektrofyzologie, na rozdíl od ostatních, kde je zájmem samotná interakce tkání s tekutinami. V případě „mozku na čipu“ jde o hematoencefalickou bariéru mozku a cévní soustavy, nebo např. výzkum Alzheimerovy choroby. Zájem o *in vitro* model srdce je zejména pro předklinické testování léčiv. [61]

Ukázka mikrofluidního systému „srdce na čipu“ v již ustálené podobě „orgánu na čipu“ je na obrázku 1.14. Systém je realizován v podobě dvoukanálové sendvičové struktury, kde jsou tyto dva kanály odděleny porézní membránou. Tento systém byl využíván pro napodobení srdce trpící Barthovým syndromem. [63][64]



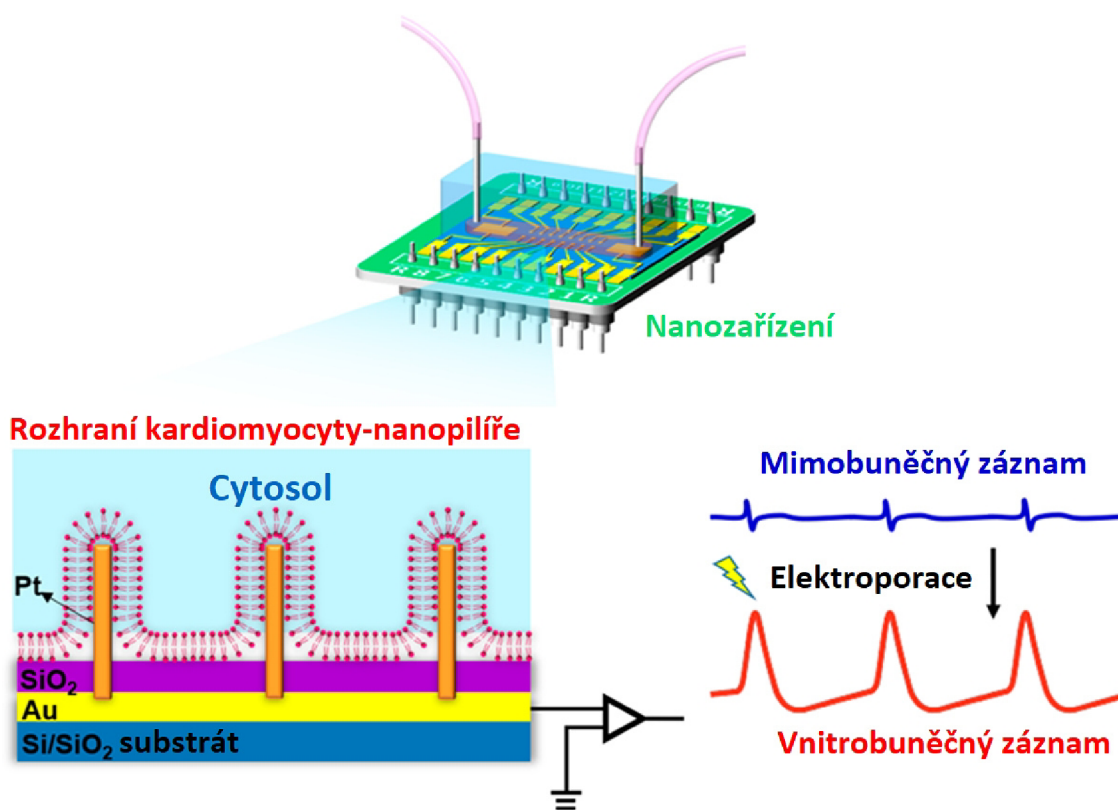
Obrázek 1.14 Mikrofluidní systém „srdce na čipu“ (převzato z [65])

Ukázka „mozku na čipu“ tvořeného spojením pMEA a mikrofluidního systému je na obrázku 1.15. pMEA má vývody pro záznamový systém se zesilovačem a digitalizací signálů od firmy MultiChannel Systems, mikroelektrodotové pole je však uspořádáno specificky pro využití mikrofluidního systému. Ten je navržen se třemi komorami pro uspořádané neurální kultury, k izolaci neuronů a synapsí od axonů. [66]



Obrázek 1.15 „Mozek na čipu“ založený na pMEA pro záznamový systém od firmy MCS (převzato z [67])

Další ukázka systému „srdce na čipu“ využívající elektrody je na obrázku 1.16. Čipy nesoucí elektrody byly vyrobeny ve dvou variantách, pro mimobuněčná a vnitrobuněčná měření. Základní variantou jsou elektrody pro mimobuněčná měření o průměru 30  $\mu\text{m}$  tvořená zlatem a platinovou černí. Pro intracelulární byla na každou elektrodu vytvořena pětice nanopilířů o průměru 150 nm až 200 nm a výšce 1,5  $\mu\text{m}$  až 2  $\mu\text{m}$ . Mikrofluidní část je vyrobena z PDMS a obsahuje kanál pro dodávání živin a modulaci koncentrace kyslíku v médiu. [68]



Obrázek 1.16 „Srdce na čipu“ využívající 3D nanopilířové elektrody (převzato z [68])

## 2. VODIVÉ MATERIÁLY PRO BIOELEKTRONICKÉ APLIKACE

Kromě konvenčních materiálů pro výrobu elektrických propojů a kontaktů pro neurální rozhraní jako je zlato, platina iridium atd., kde je vedle biokompatibility hlavním zájmem vysoká vodivost a v případě 3D nanostruktur také zlepšení kontaktu s tkáněmi, a tím zlepšení SNR, jsou využívány vodivé materiály zaměřené na optickou transmitanci, jako ve výše uvedeném případě pMEAs. Kromě pMEAs pro *in vitro* aplikace, však mohou průhledné vodivé vrstvy najít uplatnění i v *in vivo* aplikacích, jakou jsou  $\mu$ ECoG pole. Vzhledem k tomu, že jsou  $\mu$ ECoG pole aplikovány na povrch mozku, tak optická data, s využitím pokročilých neurozobrazovacích technik jako jsou multifotonová mikroskopie, optická koherentní tomografie nebo využití napětí citlivých barviv, mohou být vhodně komplementární k neurofyziologickým signálům. [46][51]

Na transparentní neurální rozhraní je kladena řada požadavků, z nichž některé jsou protichůdné a vyžadují tak kompromis. Mezi požadavky patří vysoká vodivost, vysoká transmitance, nízký SNR, chemická, elektrochemická a mechanická stabilita materiálů, stabilita snímání signálů, dlouhá životnost, absence optických a fotoelektrických artefaktů, příp. požadavky na mechanické vlastnosti jako je pružnost, resp. roztažitelnost. [46]

S využitím nekonvenčních vodivých materiálů souvisí také metody výroby mikrostruktur. Jako příklad lze uvést hydrogely. Významnou vlastností je malý rozdíl mezi hydrogely a mechanickými vlastnostmi tkání. Hydrogely také poskytují iontovou vodivost, možnost přípravy kompozitů s elektronovou vodivostí i optickou transparentností. Vzhledem ke své odlišnosti od konvenčních materiálů pro bioelektronická rozhraní, zvláště svým vysokým obsahem vody, nejsou kompatibilní se standardními fotolitografickými technikami. Výroba hydrogelových mikrostruktur je tak omezena na techniky podobné inkoustovému tisku nebo 3D tisku. I v případě hydrogelů je zde však konflikt ve vlastnostech, kde hydrogely s vysokou vodivostí mají zhoršené mechanické vlastnosti, přičemž ladění těchto parametrů představuje výzvu pro výzkum. [69]

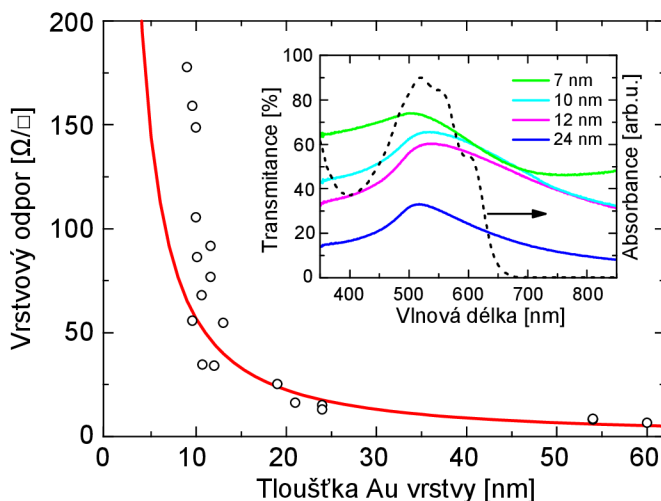
### 2.1 Ultratenké transparentní a semi-transparentní vodivé vrstvy

#### 2.1.1 Vrstvy na bázi zlata

Vzhledem k významným vlastnostem zlata, zejména inertnosti a vysoké elektrické vodivosti, je zájemem příprava ultratenkých vrstev  $<10$  nm na průhledné substráty pro průhledné vodiče. Problémovost přípravy spojitých ultratenkých zlatých vrstev je však



dobře známa. S charakteristickou inertností souvisí nízká difuzivita, špatná adheze a zejména špatná smáčivost k optickým materiálům jako je sklo, nitrid křemičitý nebo oxid titaničitý. To vede k formaci charakteristických izolovaných ostrůvků podle Volmerova-Weberova modelu růstu, což znamená vysoký vrstvý odpor, jak je na obrázku 2.1. [70][71][72][73]

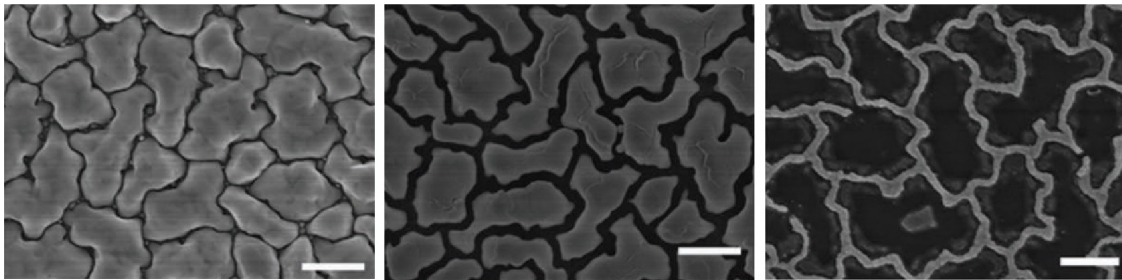


Obrázek 2.1 Závislosti vrstvého odporu a transmittance na tloušťce zlaté vrstvy (převzato z [74])

Hlavním řešením pro přípravu souvislých vrstev je zlepšení smáčivosti substrátu pomocí depozice zárodečné nebo povrchově aktivní vrstvy. Pro takové vrstvy mohou být využity různé materiály, zahrnující kovy, monovrstvu organosilanu, např (3-merkaptopropyl)-trimethoxysilanu, nebo polymerní vrstvy. Mezi nejčastější kovy patří titan a chrom, případně také nikl nebo germanium. [70][71]

Alternativní metody příprav průhledných zlatých vodivých vrstev vytvářejí různými způsoby zlaté nanodrátky nebo nanosítě. Představená metoda výroby nanodrátků využívá vysrážení zlata z kyseliny chlorozlatité v roztoku oleamidu a n-heaxanu s pomocí ethanolu. Dále bylo ukázáno, že takto připravené nanodrátky lze dále strukturovat pomocí nanotiskové litografie do nanosítě. Takto vytvořené nanodrátky je nutné sintrovat, resp. odizolovat pomocí plazmového procesu s argonem a vodíkem. [75]

Další techniky přípravy zlatých nanosítí využívají speciální litografické techniky. Jednou z nich je litografie nanokuličkami, která využívá polystyrenové kuličky vytvářející šestiúhelníkovou monovrstvu. Podobnou metodou je blíže nepopsaná lithografie hranic zrn, která by měla využívat efektu výše zmíněného formování izolovaných ostrůvků pro vytvoření obětované vrstvy, jak je na obrázku 2.2. Takto vytvořené struktury jsou vhodné pro pružné nebo roztažitelné vodivé vrstvy. [76][77]



Obrázek 2.2 Vytváření zlatých nanosít technikou litografie hranic zrn (převzato z [76])

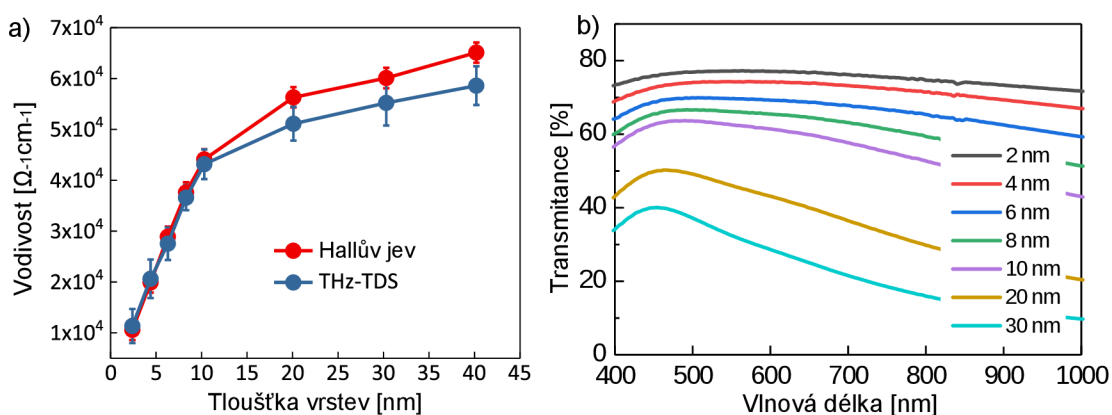
### 2.1.2 Nitrid titany

Nitrid titany ( $\text{TiN}$ ) je biologicky inertní materiál zlatavé barvy, který, vedle mechanicky odolných povrchových úprav pro kloubní náhrady, nachází uplatnění v různých bioelektronických aplikacích, včetně MEAs pro *in vitro* elektrofyziologické aplikace. Významnou vlastností  $\text{TiN}$  je kapacitní proudová odezva a pouze nevýrazná faradaická proudová odezva. [78][79]

Příprava tenkých vrstev  $\text{TiN}$  je studována přibližně již od 70. letech dvacátého století s využitím různých technik zahrnujících magnetronové naprašování (MS), iontově asistovanou depozici, naprašování s dvěma iontovými zdroji atd. Studovány byly také různé vlivy jako je teplota, materiál substrátu nebo asistenčního zdroje iontů. Tyto vlivy jsou pak zvláště významné pro růst ultratenkých průhledných vrstev, jako levnější náhrady zlata nebo ITO. Lze totiž předpokládat, že ultratenké vrstvy  $\text{TiN}$ , podobně jako zlaté, mohou růst v podobě izolovaných ostrůvků. Využití asistenčního iontového zdroje nebo substrátu se souhlasící krystalickou mřížkou, jako je  $\text{MgO}$ , může pozitivně ovlivnit růst  $\text{TiN}$  vrstev. [80][81][82]

V předcházející bakalářské práci bylo zjištěno, že vrstvy  $\text{TiN}$  o tloušťce 5 nm dosahují optické transmittance cca 80 %, s přibližně rovnoměrným rozložením na celém optickém spektru, a vrstvy o tloušťce 50 nm dosahují průměrné transmittance cca 15 %, avšak s výrazněji vyšší transmittancí na nižších vlnových délkách. Vzhledem k závislosti vrstevového odporu na tloušťce vrstvy byl určen rozsah tlouštěk 15 nm až 20 nm, jako vhodný kompromis mezi vrstevovým odporem s hodnotami, při depozicích při teplotě do 100 °C,  $106 \Omega \cdot \square^{-1}$ , resp.  $70,5 \Omega \cdot \square^{-1}$ , a transmittancí 54 %, resp. 47 %. Pozitivní vliv na hodnotu vrstevového odporu měl ohřev substrátu při depozici, kdy vrstevový odpor klesal přibližně lineárně až o 50 % na rozsahu 150 °C – 300 °C. [79]

Vynikající výsledky vodivosti a transmittance, jaké jsou uvedeny na obrázku 2.3, byly představeny v novém výzkumu přípravy ultratenkých vrstev  $\text{TiN}$  pomocí techniky epitaxe z molekulárního svazku (MBE) na safírový substrát. Zajímavé jsou zvláště výsledky pro tloušťku 10 nm, kde transmittance na optickém spektru přesahuje 60 % a vodivost dosahuje cca  $4 \cdot 10^4 \Omega^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ , čemuž odpovídá vrstevový odpor  $25 \Omega \cdot \square^{-1}$ . [83][84]



Obrázek 2.3 Vlastnosti epitaxních vrstev TiN: a) elektrická vodivost, b) optická transmittance (převzato z [83] a [84])

## 2.2 Vrstvy na bázi uhlíku

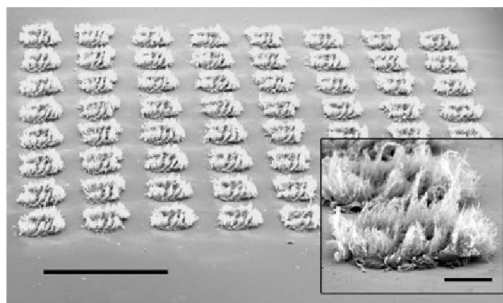
### 2.2.1 Grafen

Grafen je materiál tvořený atomy uhlíku uspořádanými do šestiúhelníkové vrstvy s vazbou  $sp^2$ , přičemž jde o dvourozměrnou monovrstvu o tloušťce 0,34 nm, případně může také vytvářet vícevrstvou strukturu. Jeho vlastnosti jako je ohebnost, průhlednost, vysoká elektrická vodivost, a i možná biokompatibilita jsou významné pro neurální aplikace.[85][86]

Samotná biokompatibilita grafenu však zůstává kontroverzní. To je dáno rozmanitostí výchozích materiálů, metod přípravy a z toho vyplývajících specifických, zvláště strukturních, vlastností. Výzkum zaměřený na zhodnocení biokompatibility substrátu s grafenovou povrchovou úpravou neprokázal žádné negativní vlivy ve srovnání se substrátem bez úpravy. Povrchové úpravy byly vytvořeny dvěma metodami. V první metodě byl grafen, připravený exfoliací z kapalně fáze (LPE), přenesen z nanoporézního filtru na sklíčka s využitím tlaku a tepla, v druhém případě byl grafen, exfoliovaný kuličkovým nanometím, nanášen kapkami disperze v dimethylformamidu. Podobně nebyly prokázány negativní vlivy grafenu připraveného technikou CVD, naopak výsledky nasvědčily pozitivní vliv zlepšené adheze. [85][87][88]

Negativní vlivy však mohou vykazovat např. vrstvy v podobě vertikálních grafenových nanostěn, které lze připravit elektroforetickou depozicí (EFD). Výzkum ukázal, že styk bakterie s extrémně ostrými hranami nanostěn oxidu grafenu a redukovaného grafenu způsobuje poškození buněčných stěn. Z dalších výzkumů vyplývají různé mechanismy cytotoxicity zahrnující poškození mitochondrií, poškození DNA a chromozomů, nebo vlivy související s tvorbou reaktivních forem kyslíku (ROS). [85][89]

Ukázka praktického využití grafenu je MEA pro EcoG na obrázku 2.4. Grafen zde má porézní formu připravenou přímou pyrolýzou pomocí CO<sub>2</sub> laseru na polyimidovém substrátu. Toto řešení nabízí velkou kapacitu nábojové injekce pro stimulaci. Zároveň by mělo mít výrazně lepší adhezi elektrod k substrátu než jakou lze předpokládat u jiných materiálových řešení. [86][88]



Obrázek 2.4 MEA pro EcoG z porézního grafenu (převzato z [86])

### 2.2.2 Uhlíkové nanotrubičky

Uhlíkové nanotrubičky (CNTs) jsou společně s grafenem zajímavým materiálem pro neurální rozhraní díky elektrickým, mechanickým a chemickým vlastnostem. Jde o grafenové vrstvy tvořící válce s jednou nebo více stěnami. Ve srovnání s 2D grafenovými vrstvami je lze považovat za 1D struktury. Podstatnými parametry tak jsou průměr nanotrubičky, který bývá v rozsahu (0,4-2) nm pro jedностěnné a (2-100) nm pro víceštěnné, a délka trubičky, která bývá v řadu stovek mikrometrů. [90][91][92]

Srovnáním vrstevového grafenu a CNTs lze zhodnotit vlastnosti grafenu jako lepší, díky větší členitosti a tím větší ploše povrchu. Tyto rozdíly však nabízejí také významně rozdílné důsledky pro cytotoxicitu. Jako problematické byly výše u grafenu uvedeny vertikální nanostěny. CNTs se naopak mohou chovat jako nanojehly, které jednodušeji pronikají buněčnou membránou. [93][94]

Vlastnosti MEAs využívající CNTs lze zhodnotit jako lepší ve srovnání se standardními elektrodovými materiály jako je Pt a Pt-Ir, díky větší ploše povrchu a lepší nábojové injekci.[90]

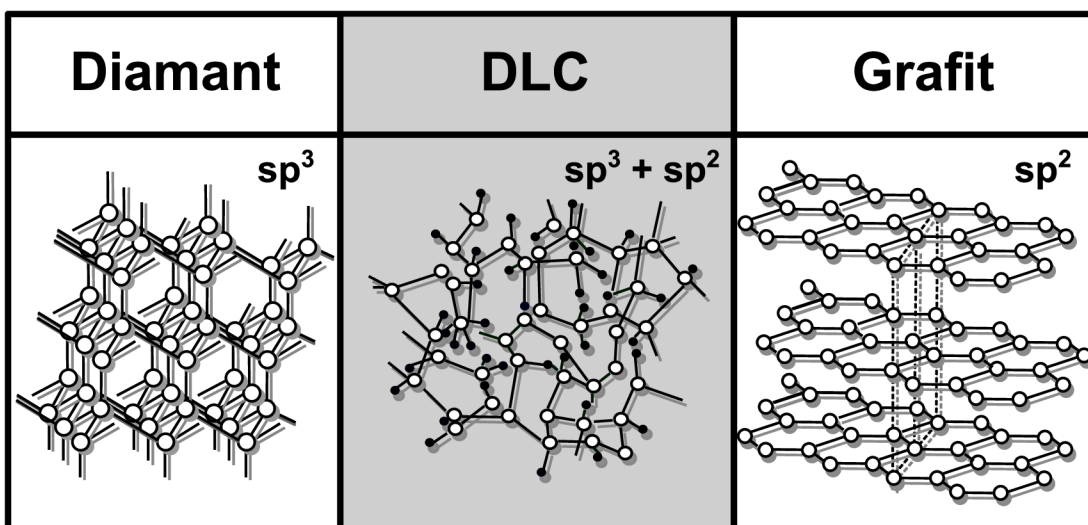
### 2.2.3 Diamantu podobné uhlíkové vrstvy (DLC)

Uhlíkové vrstvy podobné diamantu jsou druh amorfního uhlíku, který obsahuje kovalentní vazby s hybridizovanými orbitaly sp<sup>3</sup>, charakteristickými pro diamant, a orbitaly sp<sup>2</sup>, charakteristickými pro grafit, jak je na obrázku 2.5. Kromě uhlíku však běžně obsahují také vodík, což je typické pro PECVD depozici, případně může být zakomponován také reaktivním naprašováním, s využitím uhlovodíkových plynů. Samostatnou kategorií jsou také bezvodíkové DLC vrstvy, obsah vodíku v DLC tak může být v širokém rozsahu 0 % až 50 %. Kromě uhlíku a vodíku je zájem zakomponovat do vrstev další prvky, často kovy jako jsou titan, molybden, nikl, wolfram, zlato, nebo dusík,



fluor, fosfor, příp. bor, pro úpravu žádaných vlastností. [95][96][97]

DLC vrstvy nabízejí vlastnosti jako jsou: velká tvrdost, velká odolnost proti ořezu, nízký součinitel tření, dobrá chemická odolnost, propustnost v infračerveném spektru nebo biokompatibilita, proto nacházejí využití jako jsou povrchové úpravy obráběcích nástrojů, dílů v automobilovém průmyslu nebo optických prvků. Využití v elektrotechnice je také možné, jeho elektrické vlastnosti jsou však různorodé, odpovídající polokovům až polovodičům s velkou šířkou zakázaného pásu. Elektrické vlastnosti mohou být upraveny dopováním dusíkem, borem nebo fosforem. Rezistivita DLC vrstev může být v širokém rozsahu ( $10^2 - 10^{16}$ )  $\Omega \cdot \text{cm}$ . [96][98][99]



Obrázek 2.5 Srovnání struktur diamantu, uhlíkových vrstev podobných diamantu a grafitu (převzato z [95])

Mezi značně omezující vlastnosti DLC patří velké zbytkové pnutí, které souvisí s růstem vrstvy, při kterém jsou  $sp^3$  vazby delší než  $sp^2$  vazby. Toto pnutí tak může způsobovat praskání a odlupování vrstvy. Tento problém může být řešen přidáním mezivrstvy, která zlepší adhezi a omezí zbytkové pnutí. Toto řešení je problematické pro optické aplikace, přičemž adheze DLC ke sklu je špatná. Jedno z nabídnutých řešení bylo leptání povrchu skleněného substrátu, tak aby na povrchu vznikl polokulaté jamky, což efektivně zvětšilo kontaktní plochu, a také pomohlo rozložit působící síly. [100][101]

## 2.3 Transparentní vodivé oxidy

Transparentní vodivé oxidy (TCOs) jsou skupina směsných polovodičů s velkou šířkou zakázaného pásu, která umožňuje vysokou transmitanci v optickém spektru. Jejich elektrická vodivost je zajištěna silným dopováním do úrovně degenerace polovodiče. Vedle nejpoužívanějších zde patří také např.  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{GdInO}_x$ , nebo čtyřprvkové oxidy založené na mědi a antimonu nebo chromu. Nejpoužívanější  $\text{In}_2\text{O}_3$  je pak možné dopovat řadou kovů zahrnující např. také zirkon, stříbro wolfram, molybden nebo titan. TCOs jsou polovodiče typu n, příprava TCOs typu p je považována za složitou a vzhledem k neoptimálním výsledným parametrům až kontroverzní. Vedle extrinzického mechanismu vodivosti dopováním se na vodivosti podílejí také kyslíkové vakance. [102][103][104][105]

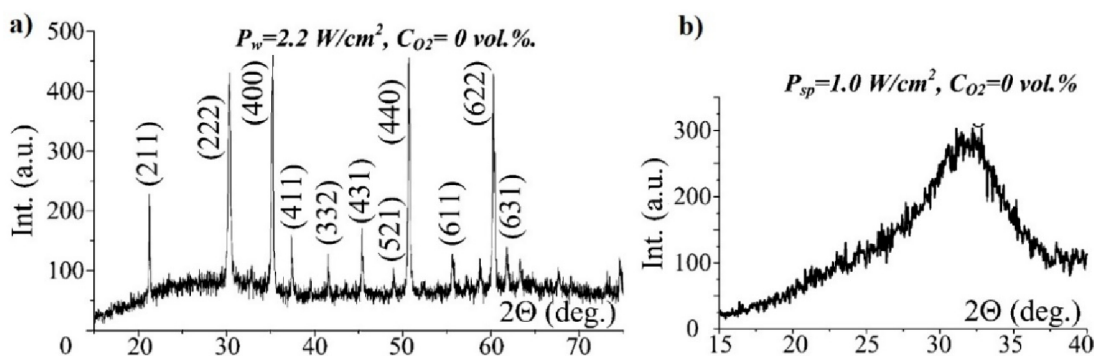
Tenké vrstvy TCOs mohou být připravovány řadou metod zahrnující techniky fyzikální depozice z plynné fáze (PVD), jako je magnetronové napařování, napařování nebo pulzní laserová depozice (PLD), nízkotlakou CVD (LPCVD), CVD za atmosférického tlaku (APCVD) nebo metalorganické CVD (MOCVD), či také elektrodepozici, sprejovou pyrolýzou nebo sol-gel. [102][105]

Vlastnosti TCOs, zvláště pak elektrické a optické jsou výrazně závislé na využití metodě i dalších úpravách, jako je následné žihání. U technik, jako je magnetronové napařování, lze pak ladit vlastnosti vrstev jednotlivými depozičními parametry, zejména teplotou substrátu při depozici, průtokem kyslíku, výkonem zdroje, ale i samotným druhem zdroje, tedy stejnosměrným (DC), pulzním DC, vysokofrekvenčním (RF), nebo pulzy s vysokým výkonem (HiPIMS). [104][105]

### 2.3.1 Oxid inditý dopovaný cínem (ITO)

Oxid inditý dopovaný cínem lze považovat za nejpoužívanější TCO v průmyslu s dominantní pozicí na trhu. Hlavními přednostmi je nevyšší dosažitelná vodivost a možnost depozice při nízkých teplotách s dobrými parametry. [102]

Velmi rozšířenou a pro průmyslové použití preferovanou metodou depozice tenkých vrstev ITO je magnetronové napařování. Přednostmi je zvláště dobrá reprodukovatelnost, možnost depozice i při pokojové teplotě a také možná depozice rovnoměrných vrstev na relativně velké plochy s odpovídajícím depozičním systémem. Rozdíly ve vlastnostech vrstev připravených DC a RF magnetronovým napařováním jsou např. na obrázku 2.6, kde je srovnání výsledků rentgenové difraktoografie (XRD) pro vzorky připravené při pokojové teplotě. Vrstvy připravené DC magnetronovým napařováním bývají amorfni s vyšší elektrickou rezistivitou. Naopak pomocí RF magnetronového napařování lze dosáhnout vrstev s určitou mírou krystalinity. Společně s dalšími vhodnými depozičními parametry lze deponovat krystalické vrstvy DC magnetronovým napařováním při teplotách  $\approx 200$  °C. [102][105][106][107][108]

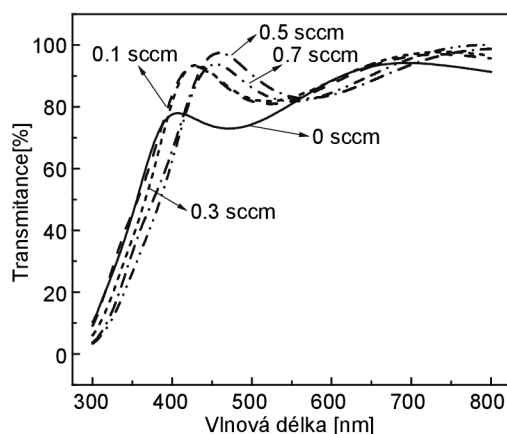


Obrázek 2.6 Srovnání výsledků (XRD) pro vzorky připravené a) RF b) DC magnetronovým napařováním (převzato z [106])

Dalšími vlastnostmi, které jsou výrazně ovlivněny depozičními parametry, jsou zabarvení, resp. optická transmittance i související elektrická rezistivita. Řada výzkumů zmiňuje, že připravené ITO vrstvy měly výrazně nižší transmittanci a byly zbarveny až do tmavě hněda. To je zdůvodňováno defekty ve vrstvě nebo nevhodnou stechiometrií ovlivněnou složením napařovacího terče nebo příliš vysokým obsahem india nebo cínu ve vrstvě. [103][109][110]

Tento problém může být výraznější při depozici napařováním, kde množství odpařeného  $\text{In}_2\text{O}_3$  a  $\text{SnO}$  bude souviset s dílčími tlaky nasycených par. Pro korekci kvality je doporučována depozice při teplotě  $\approx 600^\circ\text{C}$  v kyslíkové atmosféře o parciální tlaku  $\approx 6,6 \cdot 10^{-3}$  Pa nebo také vyžhání ve vzduchu při teplotě  $(300-500)^\circ\text{C}$ . [110][111]

Ukázka korekce snížené transmittance pro magnetronové napařování je na obrázku 2.7, kde je patrný výrazný rozdíl mezi depozicí bez přidaného průtoku kyslíku a již malým průtokem  $0,17 \text{ Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$ , přičemž rozdíly při dalším zvyšování průtoku jsou již menší. Lze také formulovat model pro vztah stechiometrie, transmittance a rezistivity. Při přílišném obsahu cínu nebo india mají vrstvy zvýšenou rezistivitu a hnědé zabarvení, optimální složení poskytuje nejnižší rezistivitu a přibližně rovnoměrnou transmittanci a přebytečné množství kyslíku dále výrazně zvyšuje rezistivitu a způsobuje zeleno-žluté zabarvení vrstev. [103][107]



Obrázek 2.7 Optické transmise ITO pro různé průtoky kyslíku při depozici (převzato z [107])

### 2.3.2 Oxid cínčitý dopovaný fluorem (FTO)

Oxid cínčitý dopovaný fluorem je materiál s nejlepší tepelnou stabilitou a chemickou a mechanickou odolností ze známých TCOs. Právě lepší chemická odolnost ve srovnání s ITO jej činí významným materiálem pro průhledné elektrody v různých elektrochemických aplikacích. Lepší chemickou stabilitou lze zdůvodnit vznikem iontové vazby Sn-F. Elektrochemická stabilita FTO je však lepší v zásaditých a neutrální roztocích než v kyselých roztocích. [102][112]

Dopování fluorem je odlišné od ostatních materiálů tím, že při dopování dochází k nahrazení kyslíku v krystalické mřížce, na rozdíl od kovových prvků. TCO dopované fluorem dosahují vyšších rezistivit, pro FTO je uváděna hodnota  $2 \cdot 10^{-4} \Omega \cdot \text{cm}$  ve srovnání s  $1 \cdot 10^{-4} \Omega \cdot \text{cm}$  pro ITO. [102][108]

Vedle aplikací pro elektrody je však FTO hojně využíván pro optické povlaky pro okna. Pro tyto aplikace je často využívána technika depozice sprejovou pyrolýzou. [102][108]

### 2.3.3 Oxid zinečnatý dopovaný hliníkem (AZO)

Oxid zinečnatý dopovaný indiem nemá ve srovnání s dalšími TCOs konkrétní výjimečné chemické ani fyzikální vlastnosti, minimální dosažitelná rezistivita je však nižší než u TCOs dopovaných fluorem, a to  $1,5 \cdot 10^{-4} \Omega \cdot \text{cm}$ . Zároveň má také poměrně nízkou optickou absorpenci při nízkém vrstevovém odporu, což lze kvantifikovat poměrně vysokou efektivností. Hlavní předností je nízká toxicita a cena vstupních surovin a tím související ekologické dopady. AZO je tak díky poměrně hojnému obsahu zinku a hliníku v zemské kůře, ve srovnání s cínem a zvláště indiem, velmi zajímavým TCO a potenciální průmyslovou náhradou ITO. [102][108][113][114]

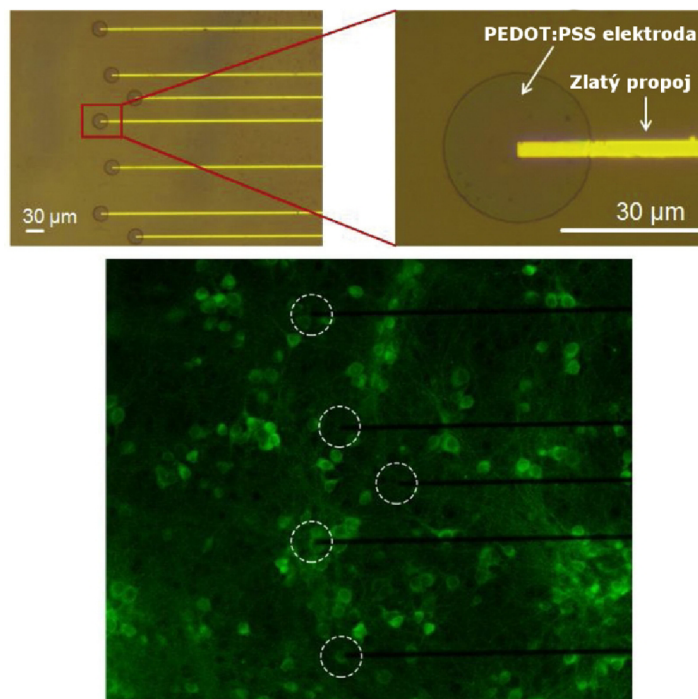
## 2.4 Vodivé polymery

### 2.4.1 Poly-3,4-ethylendioxythiofen (PEDOT)

Poly-3,4-ethylendioxythiofen je polymer, který je často dopovaný polystyren sulfonátem (PSS) a společně tak vytvářejí organický vodivý polymer. Samostatný PEDOT je hydrofobní a jeho hydrofilnost a možnost disperze ve vodném roztoku je zajištěna PSS. Vlastnosti PEDOT:PSS, jako jsou elektrická vodivost a roztažitelnost, bývají často zlepšovány přídatnými látkami, které fungují jako sekundární dopant, upravují strukturu a iontové interakce molekul, příp. fungují jako plastifikátory. Tyto přídatné látky zahrnují další polymery, tak i rozpouštědla např. polyethylenglykol (PEG) nebo dimethylsulfoxid (DMSO). [115][116]

PEDOT:PSS je využíván pro elektrody pro *in vivo* aplikace, jako je ECoG, tak i pro *in vitro* pro pMEAs. Většinou slouží jako povrchová úprava pro snížení impedance elektrod. Jedním z příkladů je plně transparentní ECoG mikroelektrodové pole, vyrobené na substrátu z parylenu-C, využívající jako hlavní vodič sendvičovou strukturu ITO-Ag-ITO. [117]

Kromě povrchové úpravy elektrod byl již rovněž testován koncept pMEA, kde propoje jsou z tenkých kovových vrstev a elektrodu tvoří samostatný PEDOT:PSS. Ukázka je na obrázku 2.8. [118]



Obrázek 2.8 pMEA s průhlednými elektrodami z PEDOT:PSS (převzato z [118], upraveno)

Vlastností PEDOT:PSS lze využít také v „orgánech na čipu“, kde je pro správné napodobení funkce orgánů vyžadována roztažitelnost jejich částí, a které jsou založeny na PDMS. Některé výzkumy aplikovaly PEDOT:PSS jako elektrodový materiál pro „orgán na čipu“, výsledkem však nebyly transparentní mikroelektrody, ale zlepšení impedance kovových elektrod, nebo velké semitransparentní elektrody s kovovým okružím, kde nanesení PEDOT:PSS bylo provedeno dropcastingem. [119][120]

#### **2.4.2 Polypyrrol (PPy)**

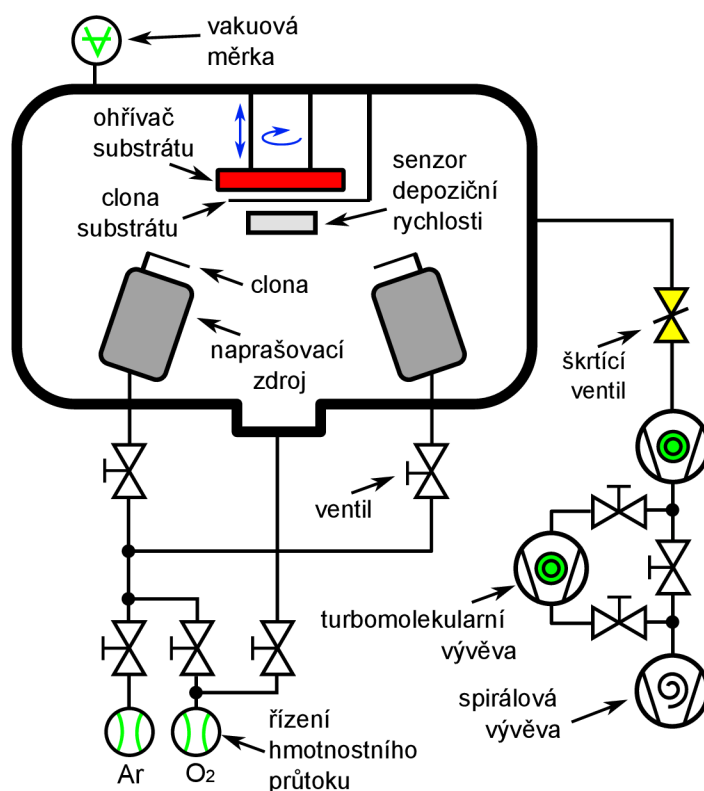
Polypyrrol je vodivý polymer který má zajímavé vlastnosti pro potenciální využití v bioelektronice a společně s organickými polovodiči. Jeho výzkumu je v kontrastu s PEDOT:PSS jen málo. Jeho hlavní výhodou je snadná příprava elektrochemickou polymerizací, což je výhodná vlastnost pro povrchové úpravy mikroelektrod pro snížení jejich impedance. Nevýhodou je však degradace elektrické vodivosti vlivem přeoxidace.[121][122][123]

### 3. METODY PŘÍPRAVY TENKÝCH PRŮHLEDNÝCH VRSTEV

#### 3.1 Vysokofrekvenční magnetronové naprašování (RFMS)

Vysokofrekvenční magnetronové naprašování (RFMS), podobně jako DCMS využívá ionizovaný inertní plyn k odprašování materiálů z terče, který má záporné předpětí. DCMS je však vhodné pro dobře vodivé materiály. Pro dielektrika nebo pro reaktivní naprašování, kde může nastat efekt otravy terče, je vhodnější RFMS. V případě naprašování z nevodivé terče pomocí DCMS dochází k hromadění kladného náboje na terči, což může zcela zastavit naprašování. Podobně v případě otravy terče, kdy dochází vytváření naprašované sloučeniny i na terči, může dojít k výraznému poklesu depoziční rychlosti. RFMS Periodická změna polarita terče, nejčastěji na frekvenci 13,53 MHz, okolo záporného předpětí hromadění náboje na terči zabraňuje. [124][125][126]

##### 3.1.1 Naprašovací systém BESTEC Magnetron



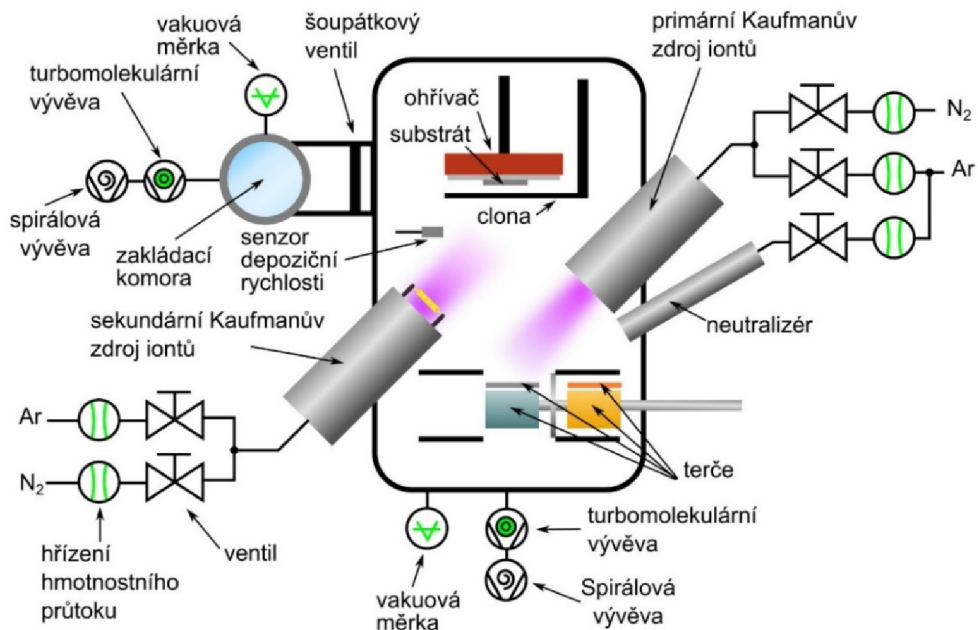
Obrázek 3.1 Diagram depoziční komory systému BESTEC Magnetron



## 3.2 Naprašování iontovým svazkem asistované druhým iontovým svazkem

### 3.2.1 Naprašovací systém BESTEC Kaufman

Diagram naprašovacího systému BESTEC Kaufman je na obrázku 3.2. Systém „je tvořen dvěma RFICP Kaufmanovými zdroji. „Naprashování může probíhat s využitím primárního třímřížkového zdroje, který je zaměřen na terč s materiálem, nebo společně s dvoumřížkovým sekundárním zdrojem, který je zaměřen na substrát. Konfigurace se dvěma iontovými zdroji tak umožňuje naprašování iontovým svazkem asistované druhým iontovým svazkem. Druhý iontový zdroj lze také využít očištění substrátu před deposicí. Substrát je možné ohřívat až na teplotu 350 °C. Jako pracovní plyny využívá argon a dusík.“ [79]



Obrázek 3.2 Diagram depozičního systému BESTEC Kaufman (převzato z [79])

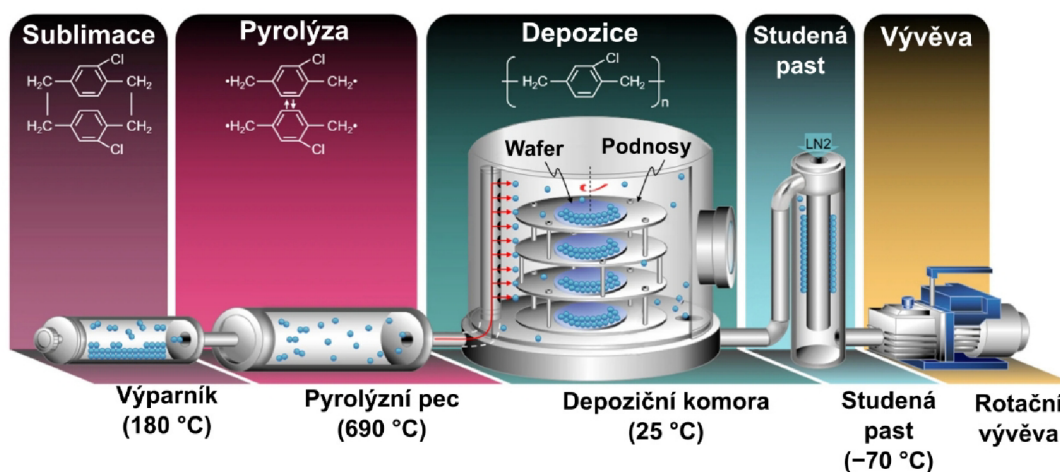
## 3.3 Chemická depozice z plynné fáze (CVD)

Chemická depozice z plynné fáze je skupina metod pro deposici tenkých vrstev, kde zdrojem materiálu jsou prekursorové v plynné fázi, které spolu po dodání energie, nejčastěji v podobě tepla, reagují. Výsledkem reakce je nadeponovaný požadovaný materiál na substrátu a vedlejší produkty. Výhodami CVD ve srovnání s PVD je možnost deposice rovnoměrných tenkých vrstev i na výrazně členité substráty a také nižší nároky na úroveň vakua. [127][128]



### 3.3.1 Proces depozice parylenu-C

Výchozím prekurzorem depozice parylenu je tzv. dimer, tedy chemická látka, jejíž molekula je tvořená dvěma molekulami monomeru. Pro parylen-C slouží jako dimer dichlor-di-para-xylylen. Tento dimer je v podobě granulového materiálu zahříván ve výparníku, čímž dochází k sublimaci dimeru. Tyto výpary prochází do pyrolyzační pece, kde je při teplotě  $\approx 690\text{ }^{\circ}\text{C}$  rozkládán na monomer. Takto vzniklý plyn následně přechází do depoziční komory, která je na pokojové teplotě a kde dochází k depozici polymerní tenké vrstvy parylenu-C na všechny povrchy. Pro zajištění co nejvíce homogenní vrstvy se podnosy se vzorky v průběhu depozice otáčejí. Depozice probíhá za sníženého tlaku, který je zajišťován rotační vývěvou. Aby nedošlo k poškození vývěvy výpary monomeru, jsou zbytky výparů zachycovány v tzv. studené pasti, kde zpolymerizují. [129][130][131]



Obrázek 3.3 Diagram diagram pro depozici parylenu-C (převzato z [129], upraveno)

## 3.4 Plazmou asistovaná CVD

Plazmou asistovaná CVD je speciální technika, která na rozdíl od řady ostatních CVD technik, umožňuje depozici tenkých vrstev za relativně nízkých teplot substrátu. To je dáno tím, že chemická reakce je iniciována volnými elektrony plazmy, která je vytvářena RF zdrojem. [132]

### 3.4.1 Depozice DLC vrstev

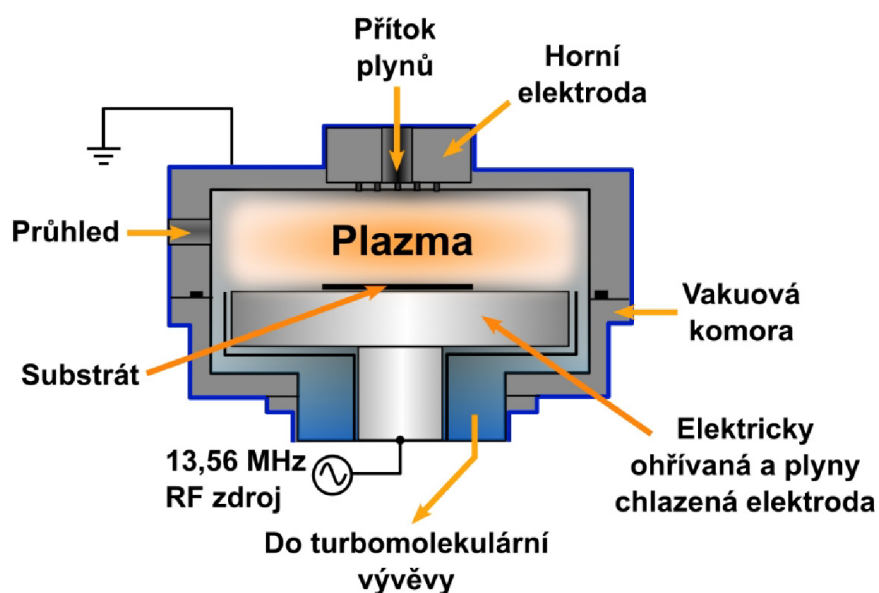
Depozici DLC vrstev je možné deponovat z uhlovodíkových plynů, v případě systému Oxford Instruments PlasmaPro80 v laboratořích CEITEC Nano jsou k dispozici plyny  $\text{CH}_4$  a  $\text{C}_2\text{H}_2$ . Kromě těchto plynů lze před depozicí využít plynů  $\text{O}_2$  pro *in situ* předčištění vzorku a Ar pro proplach komory pro odstranění zbytků  $\text{O}_2$ . Plyny jsou do komory přiváděny přes sprchovitou hlavu. Substrát až do velikosti 8“ může být zahříván na

teplotu až 80 °C. Hlazení elektrody substrátu je zajištěno pomocí He. [132][133]

Depozice DLC vrstev byla na zařízení Oxford Instruments PlasmaPro80 v laboratořích CEITEC Nano, které je dále využíváno pro suché leptání chemií na bázi fluoru, zkoumána pro optimalizaci parametrů pro mechanické účely s dopováním fluorem. Dopování fluorem není pro účely této práce zajímavé a nebylo využito. Pro depozici bylo využito procesních parametrů uvedených v tabulce 3.1

Tabulka 3.1 Procesní parametry depozice DLC [134]

<b>Teplota substrátu [°C]</b>	60
<b>Pracovní tlak v komoře [Pa]</b>	53,3
<b>RF výkon [W]</b>	50
<b>Depoziční rychlost [nm·s<sup>-1</sup>]</b>	8



Obrázek 3.4 Diagram plazmového systému Oxford Instruments PlasmaPro80 (převzato z [135], upraveno)

## 4. METODY CHARAKTERIZACE TENKÝCH PRŮHLEDNÝCH VODIVÝCH VRSTEV

### 4.1 Čtyřbodová kolineární metoda měření vrstevového odporu

Čtyřbodová kolineární metoda měření vrstevového odporu je založena na měření úbytku napětí mezi vnitřními hroty sondy, přičemž úbytek napětí je způsoben proudem, který protéká mezi krajními hroty sondy. Sonda je tedy tvořena čtyřmi hroty, které jsou uloženy na přímce a mají mezi sebou stejnou vzdálenost. [136]

Pokud je tloušťka měřené vrstvy menší než 40% vzdálenosti hrotů, rozměry měřeného vzorku jsou více než 40násobné a sonda je uprostřed vzorku, lze vrstevový odpor vypočítat ze vztahu[136]:

$$R_{\square} = \frac{\pi}{\ln(2)} \cdot \frac{\Delta V}{I} = 4,53236 \quad (4.1)$$

V případě, že výše uvedené předpoklady nejsou splněny, jsou pro přesný výsledek použity korekční koeficienty pro konkrétní poměry geometrie měření. [136]

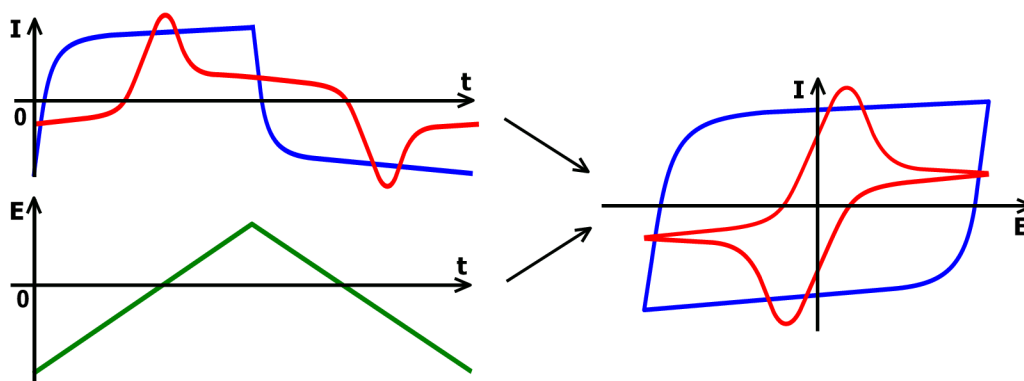
### 4.2 Optická spektrometrie

Optická spektrometrie je technika pro relativní měření reflektance, transmitance a absorpance vzorku v oblasti optických vlnových délek. Základním principem je osvětlení vzorku širokým světelným spektrem a následné měření intenzity jednotlivých vlnových délek pomocí rozkladu světla disperzním prvkem. Měřené veličiny jsou vyhodnoceny srovnáním hodnot intenzity bez vzorku a se vzorkem. [137]

### 4.3 Cyklická voltametrie

Cyklická voltametrie je elektrochemická metoda, která má řadu využití, zejména pro kvalitativní i kvantitativní analýzu v analytické chemii, obecně poskytuje informace o oxidačně-redukčních dějích v měřeném elektrochemickém systému, což je významné i pro materiálové inženýrství. [138][139]

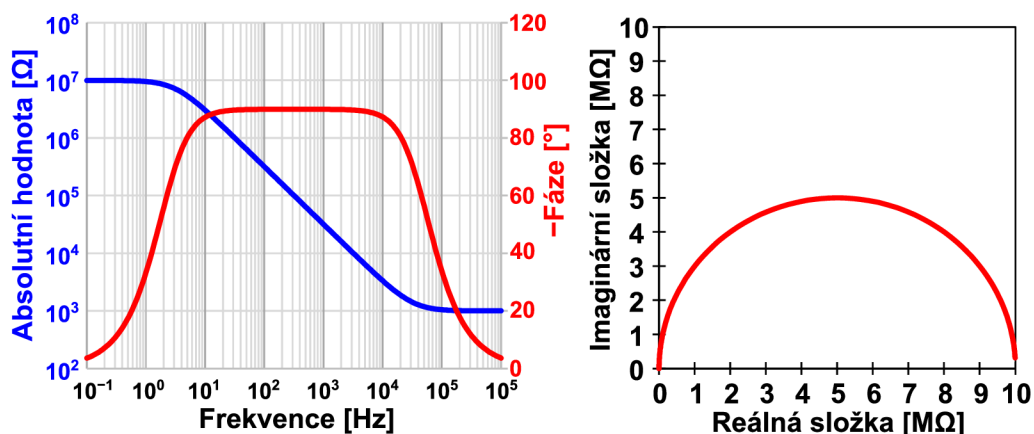
Metoda využívá tři elektrody, pracovní, referenční a pomocnou, které jsou umístěny v elektrolytu. Základním principem je cyklické rozmítání potenciálu v čase, běžně lineárně nebo schodovitě, a záznam proudové odezvy. Výsledkem je voltamogram kde bývá potenciál na horizontální ose a proud na vertikální ose, jak je na obrázku 4.1. [138][139]



Obrázek 4.1 Ilustrace vzniku voltamogramu

#### 4.4 Elektrochemická impedanční spektroskopie (EIS)

Elektrochemická impedanční spektroskopie je technika, která poskytuje analýzu mechaniky a kinetiky elektrochemických systémů, je tedy užitečná pro korozní analýzy, chemické a biologické snímání aj. Na základě změřených závislostí v podobě Bodeho frekvenční charakteristiky nebo Nyquistova diagramu lze systém dále modelovat pomocí ekvivalentních elektrických obvodů tvořených z pasivních součástek. Na obrázku 4.2 je příklad závislostí pro chemický systém tvořený sériovým odporem, kapacitou dvojvrstvy a paralelním odporem. [140]

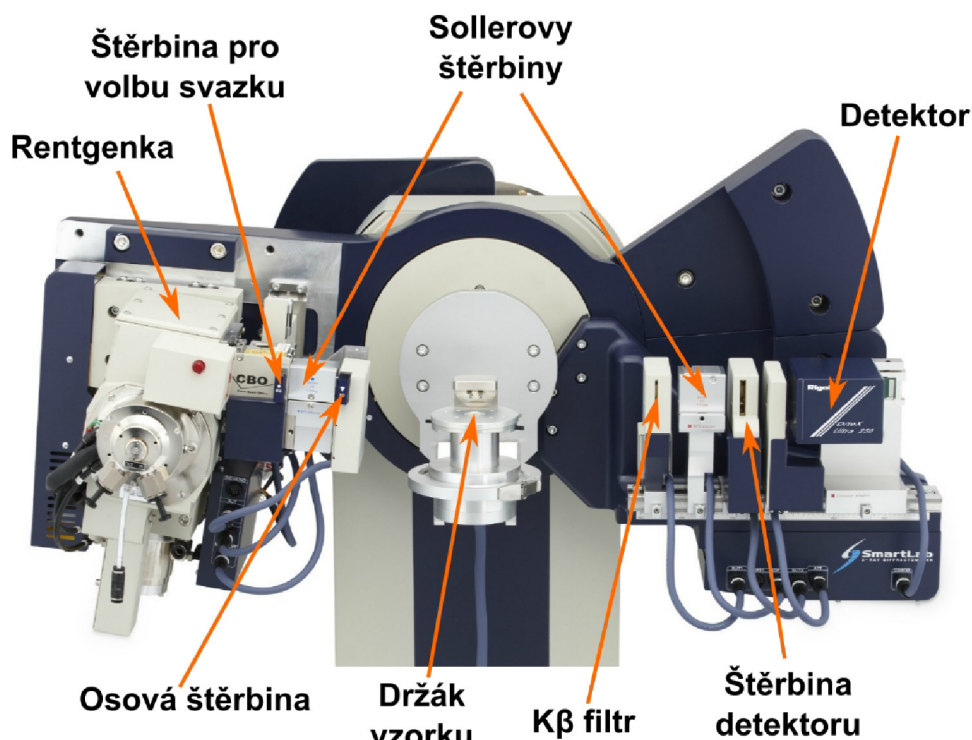


Obrázek 4.2 Příklad Bodeho frekvenční charakteristiky a Nyquistova diagramu

#### 4.5 Rentgenová difraktoografie (XRD)

Rentgenová difraktoografie je založená na konstruktivní interferenci rentgenového záření, které se odráží od pravidelně vzdálených atomárních rovin krystalu. Tento děj lze měřit difraktometrem, jaký je např. na obrázku 4.3. Rentgenové záření je generováno rentgenkou a s využitím optiky jako je Göbelovo zrcadlo lze divergující svazek paprsků

upravit na paralelní svazek, nebo je pro Bragg-Brentano techniku využít divergující svazek. Typ svazku lze vybrat u difraktometru SmartLab pomocí štěrbin. Zdrojový svazek rentgenových paprsků dále prochází přes Sollerovy štěrbin, které divergenci paprsku omezují. Rozměr svazku lze dále upravit osovou štěrbinou. Difraktující paprsky pak do detektoru procházejí přes  $K\beta$  filtr, Sollerovy štěrbin a štěrbinu detektoru. [141]

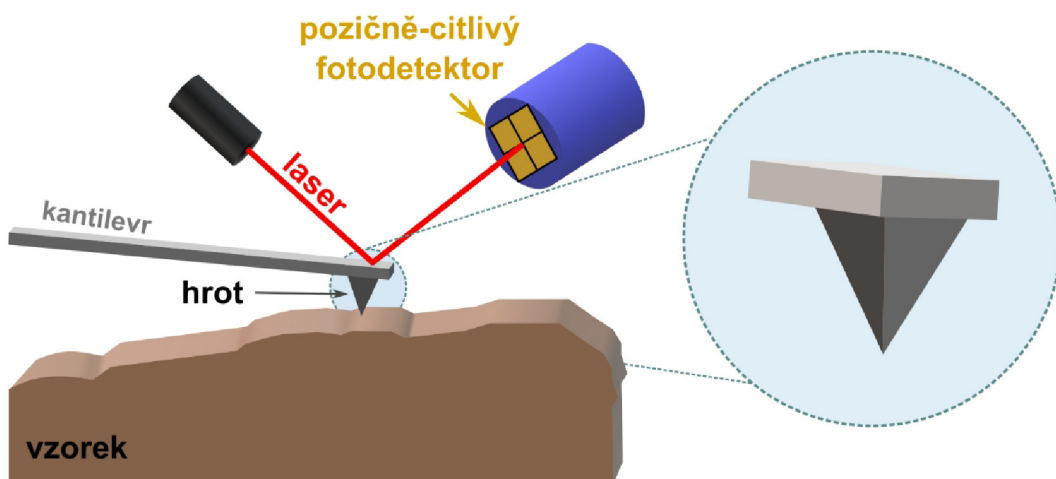


Obrázek 4.3 Konstrukce difraktometru Rigaku SmartLab (převzato z [142], upraveno)

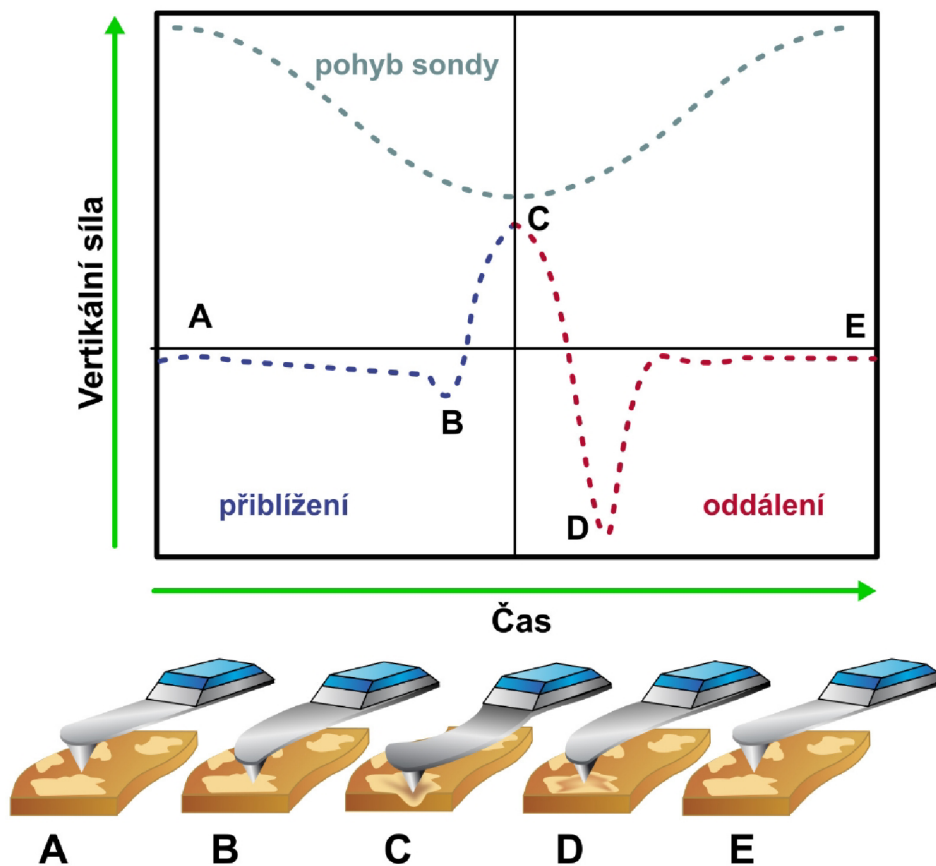
## 4.6 Mikroskopie atomárních sil (AFM)

Mikroskopie atomárních sil je speciální typ mikroskopie rastrující sondou, který pro snímání struktury povrchu využívá ohebný kantilevr, jehož deformace je snímána pomocí laseru a pozičně-citlivého fotodetektoru, jak je na obrázku 4.4. [143]

Jedním z režimů snímání povrchu je semikontaktní mód (tapping mode), při kterém kantilevr sondy osciluje na své rezonanční frekvenci, hrot je tedy v kontaktu se vzorkem pouze část doby. Na obrázku 4.5 je znázorněna technika PeakForce. Ve fázi A se při oscilaci kantilevr přibližuje ke vzorku a je přitažen ke vzorku atomárními silami (fáze B). Následuje kontakt se vzorkem, dokud nejde k dosažení hodnoty vrcholové síly (fáze C). Poté dochází k oddálení kantilevru a ustálení na rovnovážné poloze (fáze E). [143][144]



Obrázek 4.4 Princip mikroskopie atomárních sil (převzato z [145])



Obrázek 4.5 Princip techniky PeakForce Tapping (převzato z [143], upraveno)

## 5. PRAKTICKÁ ČÁST

Praktická část je rozdělena do čtyř podkapitol, zahrnujících magnetronové naprašování ITO, iontovým svazkem asistované reaktivní naprašování ultratenkých vrstev TiN, přípravu pMEAs a testování pMEAs. Časově nejnáročnější částí bylo magnetronové naprašování ITO s využitím naprašovacího systému BESTEC Magnetron. Časová náročnost byla dána nejen naprašováním vzorků, ale také časovými prodlevami. Prodlevy byly způsobeny omezeným časem, po který lze přístroj používat a po který byl ITO terč v přístroji instalován, než byl nahrazen jiným, podle potřeb ostatních uživatelů. Depozice nebylo možné také provádět poté, co došlo k opotřebení terče a bylo nutné jej nahradit. Z těchto důvodů bylo v praktické části využíváno také hotových komerčních ITO tenkých vrstev.

Napříč praktické části byla měřena optická transmitance a reflektance. Měření optické transmitance a reflektance bylo provedeno optickým spektrometrem Ocean Optics JAZ3. Jako zdroj světla byl využit světelný zdroj Avantes DHS s halogenovou a deuteriovou lampou. Měření bylo prováděno ve stínící skříňce. Při měření transmitance byl odečten vliv odpovídajících podložních sklíček. Při měření reflektance byl jako reference využit křemíkový wafer. Pro přepočítání na absolutní reflektanci byly využity tabelované hodnoty uvedené v příloze B.1.

Pro naprašování ultratenkých vrstev TiN a jako vzor jakosti pro naprašování tenkých vrstev ITO byly využity komerční vzorky od dodavatele redox.me. Inzerované parametry vzorků jsou v tabulce 5.1.

Tabulka 5.1 Udávané vlastnosti vzorků ITO od dodavatele redox.me (převzato z [146])

<b>Rozměry substrátu</b>	<b>(25x25x1,1) mm<sup>3</sup></b>
<b>Vrstvový odpor</b>	<b>(8-12) Ω·□<sup>-1</sup></b>
<b>Optická transmitance</b>	<b>&gt;80 %</b>
<b>Tloušťka tenké vrstvy ITO</b>	<b>(120-160) nm</b>

### 5.1 Depozice ITO magnetronovým naprašováním

Naprašování tenkých vrstev ITO bylo provedeno na podkladní mikroskopická sklíčka o rozměrech (76x26) mm<sup>2</sup>, která byla předčištěna pomocí bezprašné utěrky, acetonu, izopropylalkoholu a oplachem deionizovanou (DI) vodou a následně čištěna v ultrazvukové lázni acetonem a následně izopropylalkoholem. Před depozicí byla dále čištěna pomocí kyslíkové plazmy.

Depozice byla provedena v depozičním systému pro magnetronové naprašování od firmy BESTEC. Naprašování bylo provedeno technikou vysokofrekvenčního magnetronového naprašování (RFMS). Jako zdroj materiálu byl použit terč od firmy



Lesker se složením 90 hm. %  $\text{In}_2\text{O}_3$  a 10 hm.%  $\text{SnO}_2$ . Pro depozici dřívější části vzorků byl využit dříve použitý terč, který, poté kdy, již nebyl ve vhodném stavu pro další depozice, byl nahrazen zcela novým terčem stejného typu. Vzorky připravené z prvního terče jsou dále označovány 1.x, vzorky připravené z druhého terče jsou dále označovány 2.x a 3.x. Část připravených vzorků byla vyloučena z analýzy v praktické části. Jde zejména o vzorky, které byly výsledkem opakování stejných procesů nebo neposkytly žádné užitečné informace.

Tloušťky připravených vzorků jsou 100 nm pro vzorky 1.x a 120 nm pro vzorky 2.x. Tloušťka 120 nm byla zvolena pro lepší srovnání s komerčními vzorky, u kterých je 120 nm dolní specifikovaná mez.

U vzorků byl analyzován vrstvomý odpor, krystalická struktura, optická transmitance a reflektance a také drsnost. Pro průměrné vrstvomé odpory byly vypočteny směrodatné odchylky, které zahrnují nejistotu měření typu A, ale také nehomogenost vrstvomého odporu napříč vzorkem.

Výchozí parametry pro optimalizaci naprašování ITO byly voleny podle literatury. [107]

### 5.1.1 Naprašování bez přídavného kyslíku

Pro proces naprašování ITO bez přídavného kyslíku lze zmínit dvě motivace. První z nich je výrazné zjednodušení optimalizace dalších procesních parametrů jako jsou průtok argonu, depoziční tlak v komoře nebo výkon RF zdroje. Dalším důvodem je lepší procesní kompatibilita s ostatními procesy v depozičním systému, kde přítomnost kyslíku v depoziční komoře vede k oxidaci některých kovových naprašovacích terčů, které je potřeba před depozicí předčistit, protože je nežádoucí, aby se kyslík zakomponoval do jiných naprašovaných vrstev.

Naprašování ITO bez přídavného kyslíku bylo provedeno pro různé procesní parametry s oběma naprašovacími terči, tedy s dříve použitým, pro naprašování s kyslíkem, a zcela novým. Všechna naprašování bez kyslíku byla provedena při depozičním tlaku 0,4 Pa a pokojové teplotě substrátu. Konstantní hodnota průtoku argonu byla  $25,33 \text{ Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$  a hodnota výkonu byla 60 W, není-li uvedeno jinak. Hodnoty vrstvomého odporu ( $R_{\square}$ ) a vybraných procesních parametrů jsou v tabulkách 5.2 a 5.3.

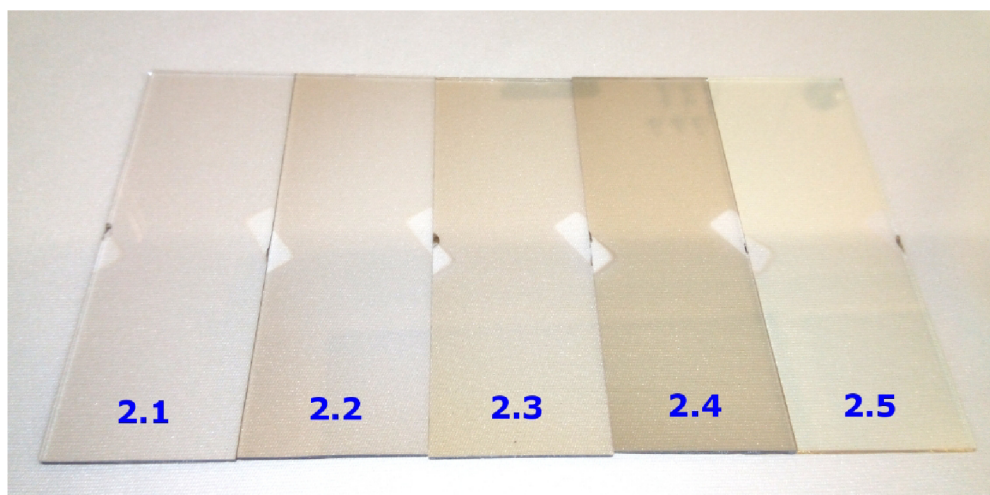
Tabulka 5.2 Vrstvomé odpory připravených vzorků 1.1 až 1.3

Vzorek	1.1	1.2	1.3
Výkon [W]	60	45	60
Depoziční rychlost [ $\text{nm}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	0,038	0,026	0,035
Průměrná hodnota $R_{\square}$ [ $\Omega\cdot\text{nm}^{-1}$ ]	142	203	227
Směrodatná odchylka $\delta$ [ $\Omega\cdot\text{nm}^{-1}$ ]	13	9	8

Tabulka 5.3 Vrstvové odpory připravených vzorků 2.1 až 2.4

Vzorek	2.1	2.2	2.3	2.4
Průtok argonu [ $\text{Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	25,33	50,66	50,66	76
Depoziční rychlost [ $\text{nm}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	0,038	0,038	0,038	0,037
Průměrná hodnota $R_{\square}$ [ $\Omega\cdot\text{cm}^{-1}$ ]	68	189	164	247
Směrodatná odchylka $\delta$ [ $\Omega\cdot\text{cm}^{-1}$ ]	1	6	2	7

Fotografie vzorků 2.1 až 2.5, kde vzorek 2.5 je uveden pro srovnání a byl připraven s konstantním průtokem kyslíku, je na obrázku 5.1. Změřené charakteristiky optické transmittance vzorků jsou na obrázcích 5.2 a 5.3. Dále byla analyzována také krystalická struktura vzorků pomocí techniky XRD metodou Bragg-Brentano s parametry uvedenými v tabulce 5.4.



Obrázek 5.1 Změny optické transmittance u vzorků připravených bez přidaného kyslíku ve srovnání se vzorkem s přidaným kyslíkem

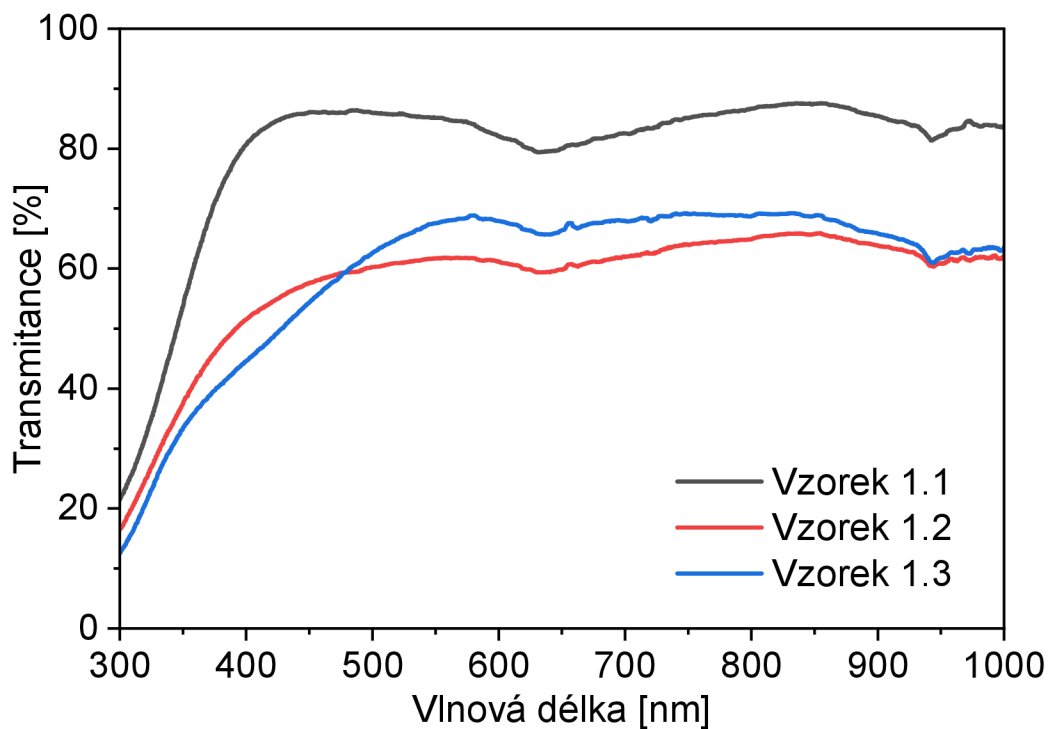
Tabulka 5.4 Nastavení rentgenového difraktografu SmartLab

Typ dopadajícího svazku	<b>Bragg-Brentano</b>
Štěrbina dopadajícího svazku [mm]	10
Monochromátor detekovaného svazku	Niklový Cu-K $\beta$ filtr
Štěrbina detektoru 1 [mm]	10
Štěrbina detektoru 2 [mm]	12
Rychlost goniometru [ $^{\circ}\cdot\text{min}^{-1}$ ]	5
Krok goniometru [ $^{\circ}$ ]	0,05

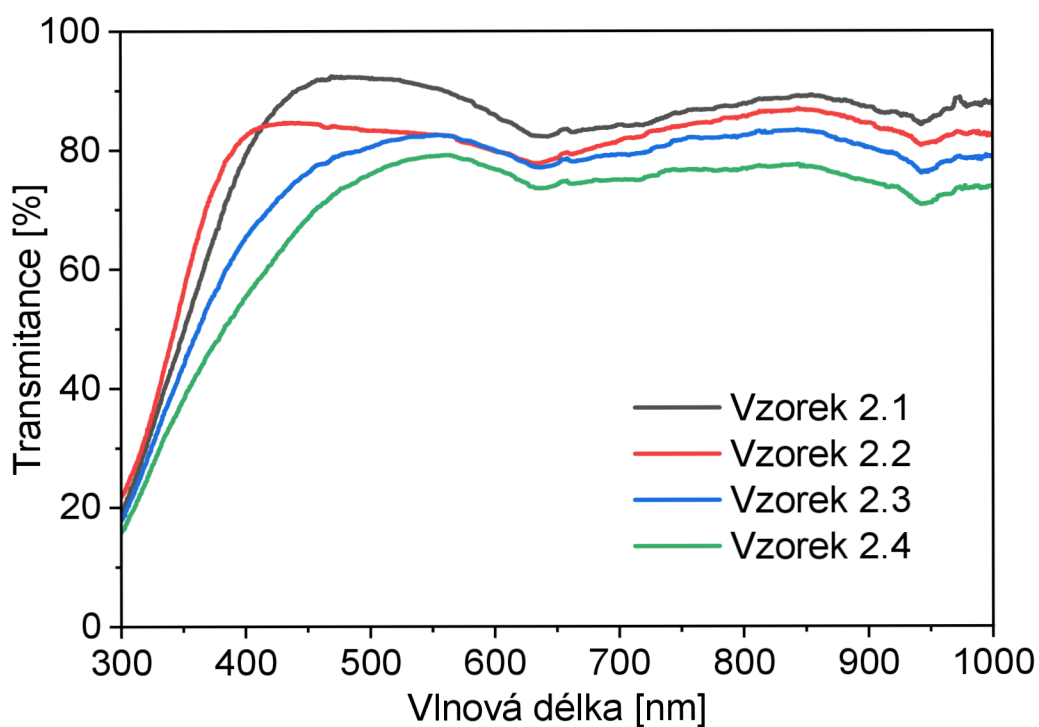
Z uvedených dat lze zhodnotit, že napařování ITO vrstev v argonové atmosféře bez přídavného kyslíku má negativní dopad jak na  $R_{\square}$ , který s postupujícími depozičními roste, tak na optickou transmitanci, která s postupujícími depozičními klesá. Nižší kvalita napařovaných vrstev bez přidaného kyslíku je v souladu s teoretickými předpoklady, které jsou diskutovány v kapitole 2.3. S ohledem na zkoušené různé procesní parametry lze zhodnotit, že zajištění správného množství obsahu kyslíku ve vrstvách ITO je stěžejní pro jejich dobré optické vlastnosti a další procesní parametry mají až vedlejší vliv. Dále lze předpokládat, že ani depoziční při zvýšené teplotě by nemusela mít dostatečný vliv, vzhledem k doporučení od výrobce pro napařování ITO zmíněné v kapitole 2.3.1.

V grafech 5.4 a 5.5 si lze všimnout, že s postupujícími depozičními, a tedy klesající optickou transmitancí, se zlepšuje krystalická struktura. V takovém případě však nelze brát tento jev samostatně jako pozitivní, jak by šlo očekávat od vyžíhaného vzorku.

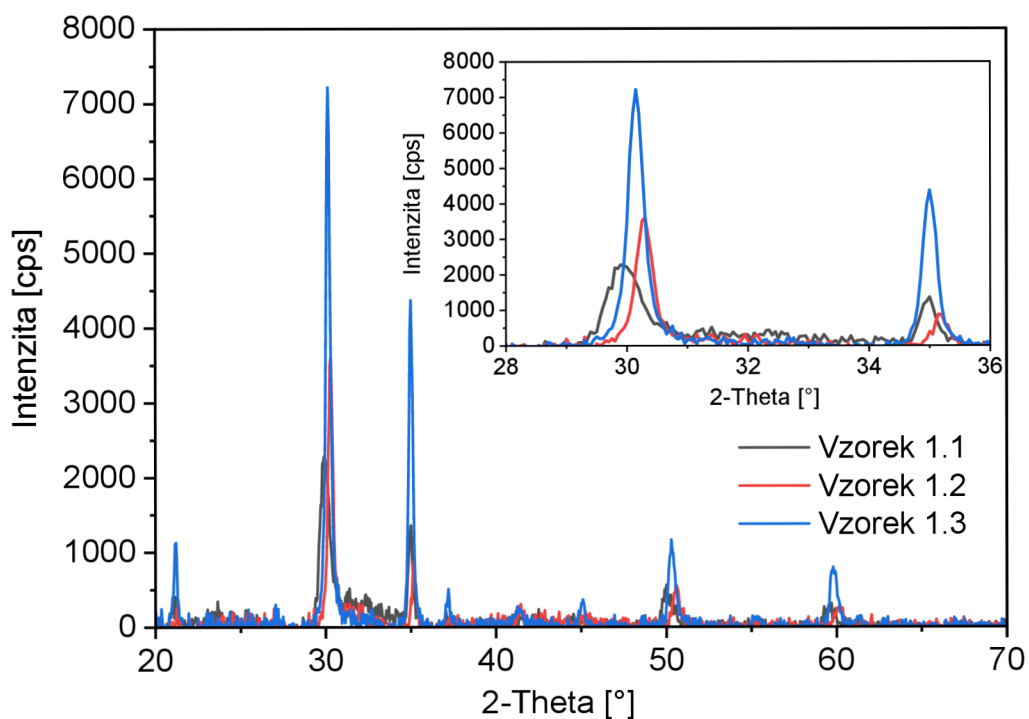
Vzhledem ke zjištěným faktům se další kapitoly zabývají depozičními s využitím kyslíku.



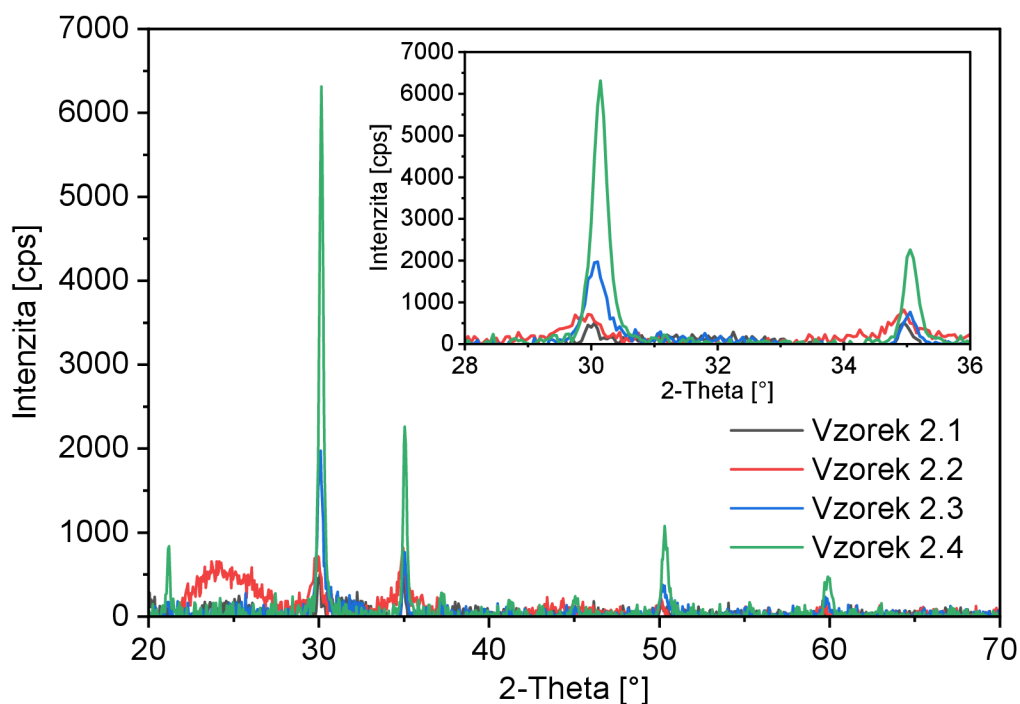
Obrázek 5.2 Optická transmitance vzorků 1.1 až 1.3



Obrázek 5.3 Optická transmittance vzorků 2.1 až 2.4



Obrázek 5.4 Rentgenová difrakce vzorků 1.1 až 1.3



Obrázek 5.5 Rentgenová difrakce vzorků 2.1 až 2.4

### 5.1.2 Naprašování s přídavným kyslíkem

Vzhledem k očekávané výrazné závislosti elektrické rezistivity deponovaných vrstev na konstantním průtoku kyslíku při depozici byl průtok kyslíku stupňován nejprve s krokem  $0,34 \text{ Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$ , kde  $0,34 \text{ Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$  je zároveň nejnižší nastavitelná hodnota pro hmotnostní průtokoměr využitý pro nastavování reaktivního plynu v systému BESTEC Magnetron. Pro vzorky 1.4 až 1.8 byl využit průtok argonu  $25,33 \text{ Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$ .

Výsledky  $R_{\square}$  prvních experimentů z depozic s přídavným kyslíkem jsou v tabulce 5.5. Zjištěnou závislost  $R_{\square}$  na průtoku kyslíku lze považovat za extrémní. Již při hodnotách průtoku kyslíku  $0,34 \text{ sccm}$  až  $0,51 \text{ sccm}$  dochází k velmi prudkému vzrůstu  $R_{\square}$  z nižších stovek  $\Omega\cdot\square^{-1}$  na  $\text{M}\Omega\cdot\square^{-1}$ . Tento jev je pro zájmy této práce velmi nevhodný. Zhodnocením optické transmittance v grafu 5.6 lze zhodnotit, že vliv vyššího průtoku kyslíku má na optickou transmittanci jen malý vliv, všimnout si však lze mírného poklesu v oblasti UV pro vzorky připravené při vyšším průtoku kyslíku.

Pro lepší řízení množství kyslíku byl pro vzorky 2.5 až 2.8 vyzkoušen vyšší průtok argonu, a to  $64,55 \text{ Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$ . Jak je patrné z tabulky 5.6, zvýšení průtoku argonu, a tím i snížení poměru  $\text{O}_2:\text{Ar}$ , neposkytlo dostatečné zlepšení. Navíc lze zhodnotit, že na rezistivitu má průtok kyslíku vliv více jako absolutní hodnota než v poměru s argonem.

Další jev, který z tabulky 5.6 vyplývá, je vliv průtoku kyslíku při předchozí depozici. Vzorek 2.7 byl deponován při menším poměru  $\text{O}_2:\text{Ar}$  než vzorek 2.5, jeho  $R_{\square}$  je však

výrazně vyšší. Anomálních vlastností vzorku 2.7 si lze všimnout v grafu 5.8., kde je patrné, že vzorek 2.7 má mnohem vyrovnanější transmitanci napříč spektrem a jeho transmitance v oblasti UV je mírně zvýšena. Tento poznatek je jeden z podkladů pro kapitulu 0.

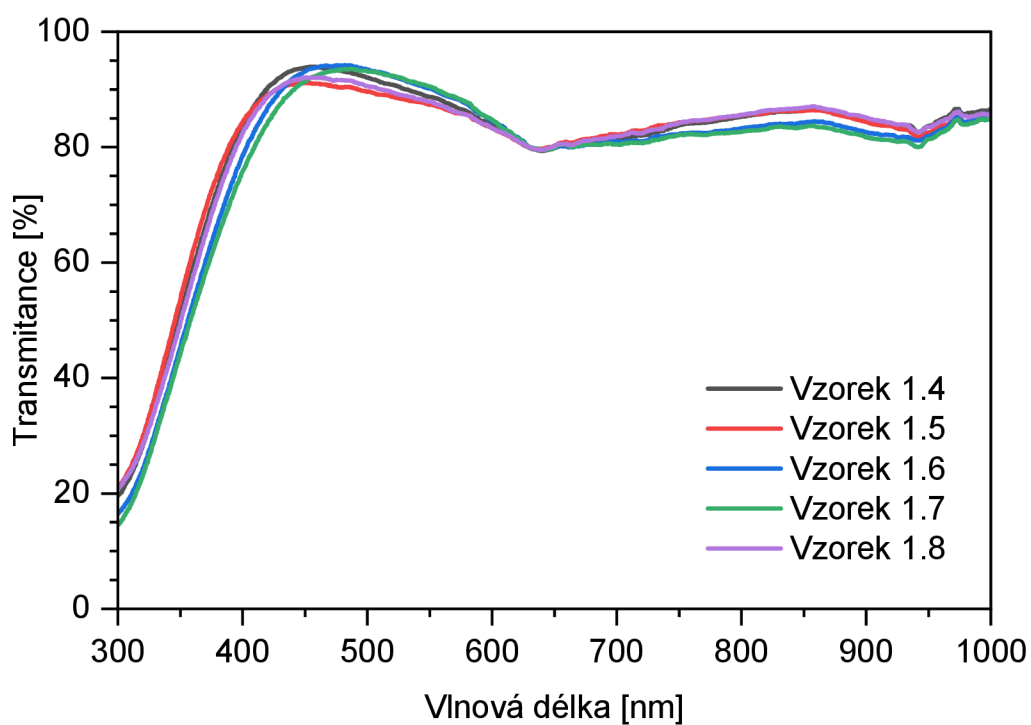
Zhodnocení dat z měření XRD je obtížnější, protože není jasně patrný jednotný trend. Náznak jedné ze závislostí je růst intenzity difrakční linie na úhlu 2-Theta rovno 30,2°, resp. difrakce 222, což již bylo publikováno v literatuře. [147]. Za významný lze považovat vliv průtoku kyslíku při předchozí depozici. Výsledky měření XRD lze obtížně srovnávat v případě uvažované výrazné nehomogenity tenkých vrstev, což je dále diskutováno v kapitole 0.

Tabulka 5.5 Vrstvové odpory připravených vzorků 1.4 až 1.8

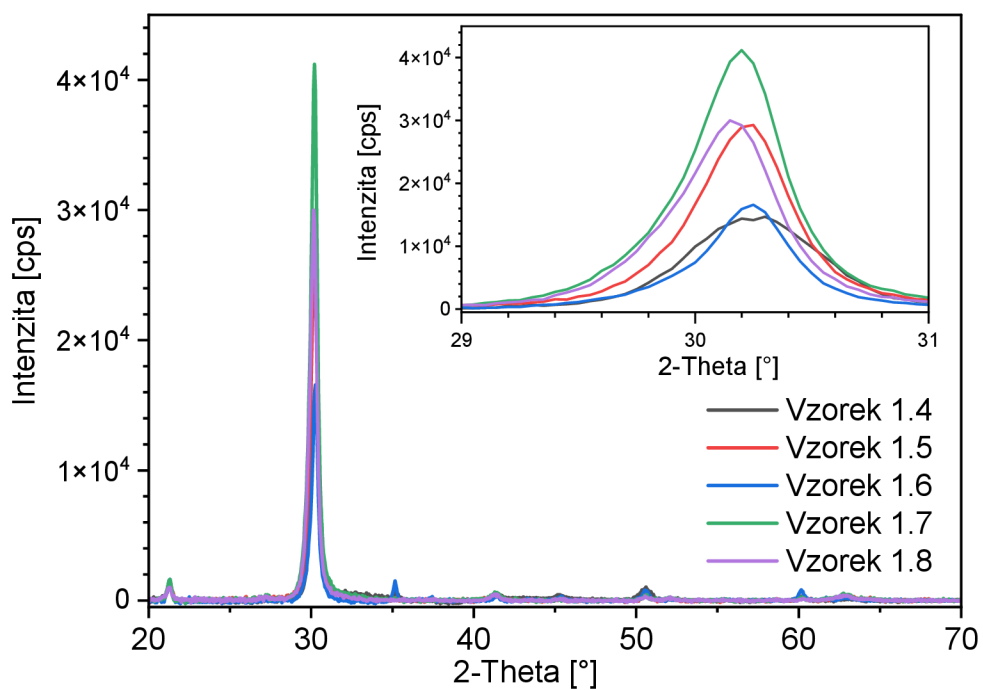
Vzorek	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8
Průtok kyslíku [Pa·l·s <sup>-1</sup> ]	0,34	0,68	1,01	1,35	0,5
Depoziční rychlost [nm·s <sup>-1</sup> ]	0,036		0,03	0,027	0,035
Průměrná hodnota $R_{\square}$ [ $\Omega \cdot \square^{-1}$ ]	338	$1.57 \cdot 10^8$	$4.13 \cdot 10^8$	$1.78 \cdot 10^9$	$1.26 \cdot 10^6$
Směrodatná odchylka $\delta$ [ $\Omega \cdot \square^{-1}$ ]	22	$5.7 \cdot 10^7$	$1.46 \cdot 10^8$	$1.8 \cdot 10^8$	$4.2 \cdot 10^5$

Tabulka 5.6 Vrstvové odpory připravených vzorků 2.5 až 2.8

Vzorek	2.5	2.6	2.7	2.8
Průtok kyslíku [Pa·l·s <sup>-1</sup> ]	0,68	0,84	0,51	0,34
Depoziční rychlost [nm·s <sup>-1</sup> ]	0,036	0,035	0,036	0,038
Průměrná hodnota $R_{\square}$ [ $\Omega \cdot \square^{-1}$ ]	3708	$1.31 \cdot 10^8$	$4,78 \cdot 10^5$	361
Směrodatná odchylka $\delta$ [ $\Omega \cdot \square^{-1}$ ]	780	$1.3 \cdot 10^7$	$1,39 \cdot 10^5$	43

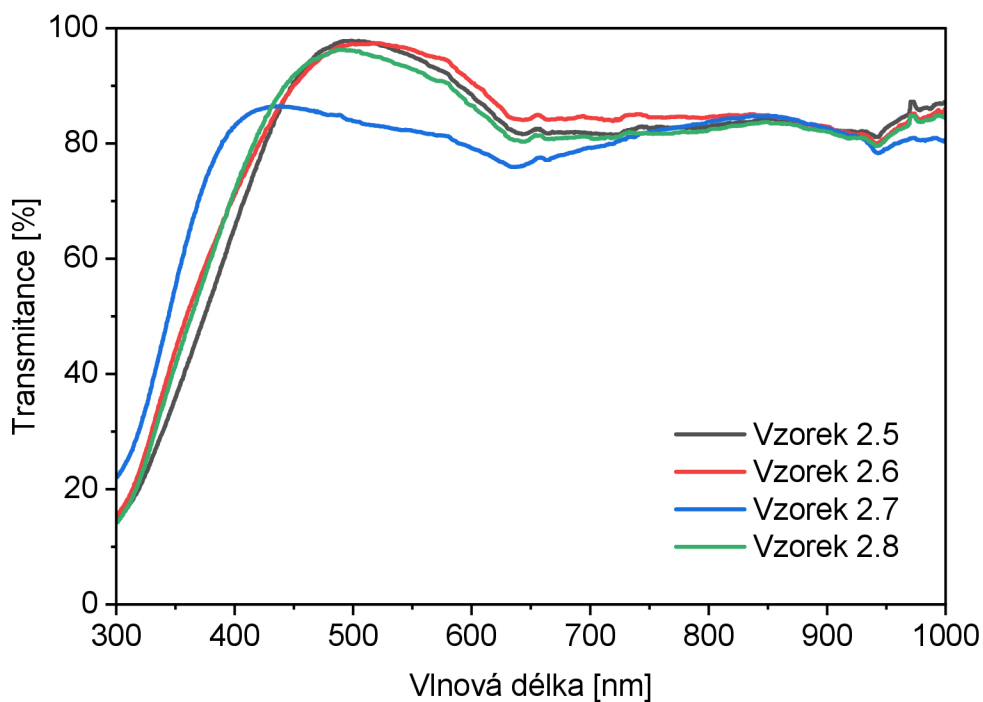


Obrázek 5.6 Optická transmittance vzorků 1.4 až 1.8

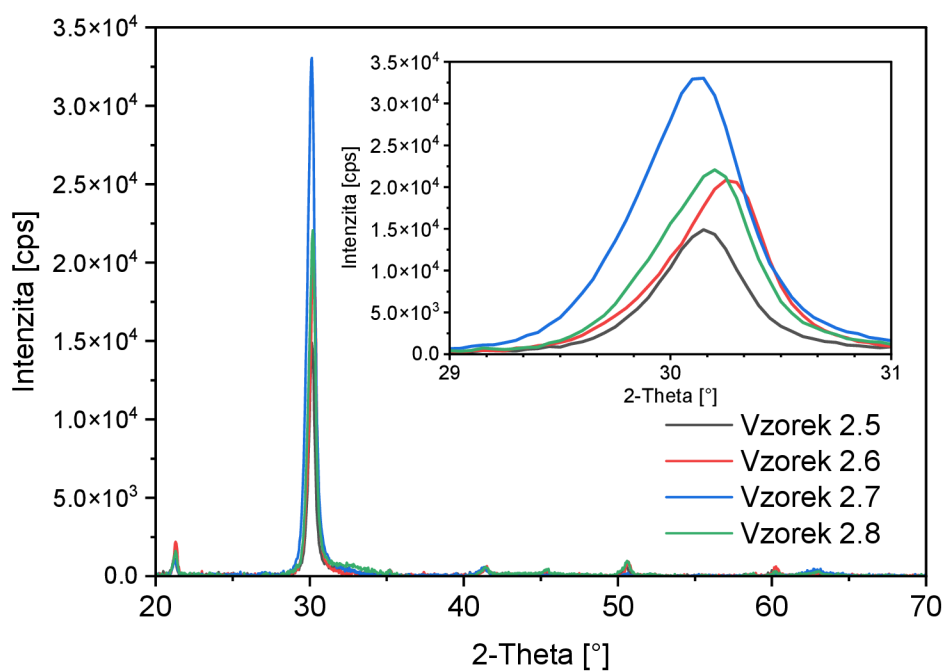


Obrázek 5.7 Rentgenová difrakce vzorků 1.4 až 1.8





Obrázek 5.8 Optická transmittance vzorků 2.5 až 2.8



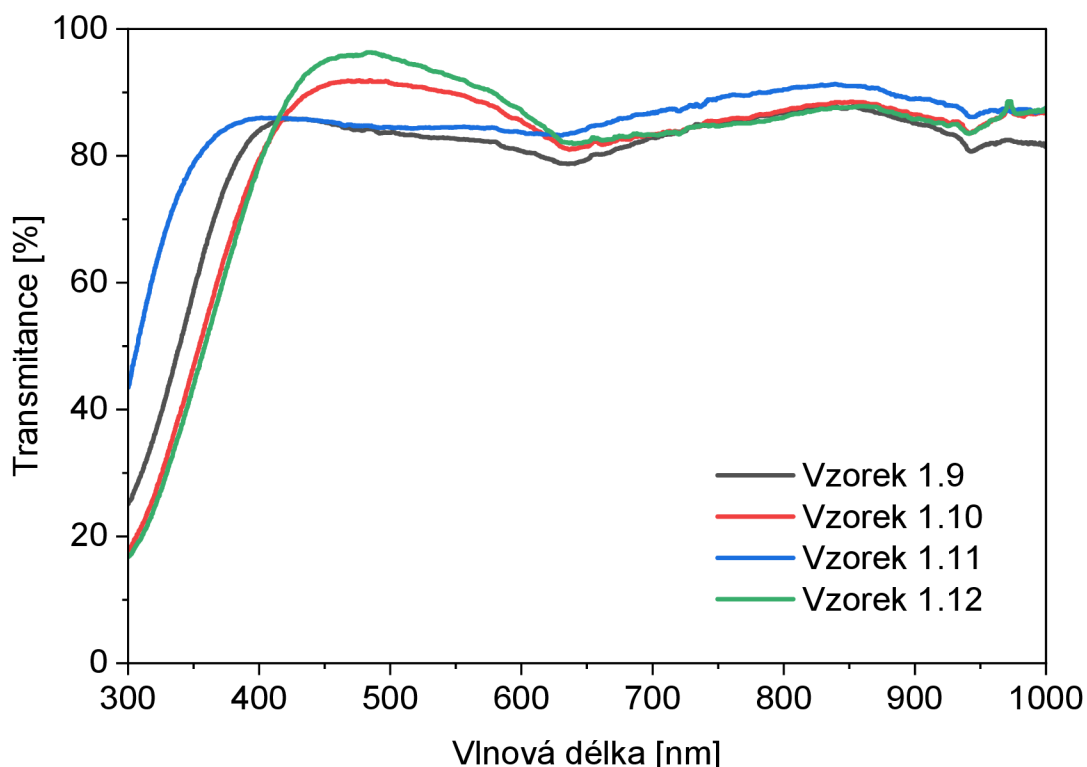
Obrázek 5.9 Rentgenová difrakce vzorků 2.4 až 2.8

Další experimenty s různými procesními parametry byly prováděny s konstantní hodnotou průtoku kyslíku  $0,34 \text{ Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$ . Dobrých výsledků bylo dosaženo u vzorků 1.9 až 1.12, jak lze zhodnotit z tabulky 5.7 a grafu 5.10. Zajímavý je vzorek 1.9, který byl podobně jako vzorek 2.7 deponován po předchozí depozici s vyšším průtokem kyslíku.

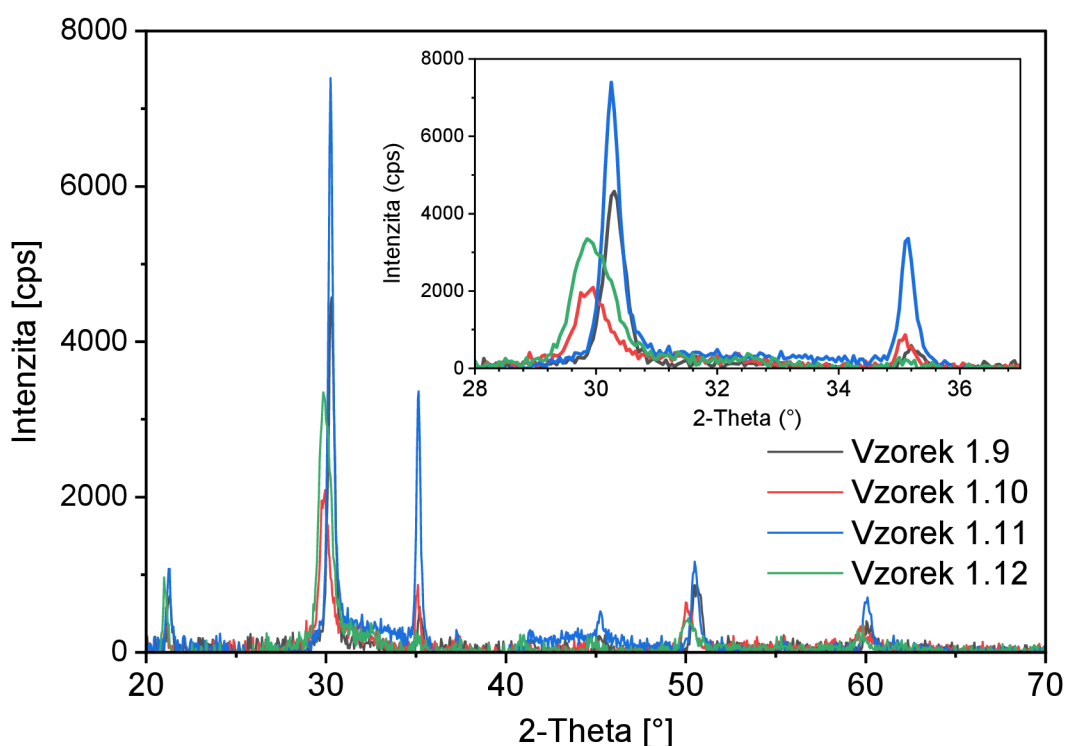
I u vzorku 1.9 si lze všimnout rovnoměrnější transmittance napříč spektrem a vyšší transmittance v UV oblasti. Podobných, avšak výrazně lepších výsledků, bylo dosaženo u vzorku 1.11, který byl deponován při teplotě radičního ohříváče  $\approx 378$  °C, což na základě zkušeností z naprašovacího systému BESTEC Kaufman, který obsahuje shodný ohříváč, odpovídá teplotě  $\approx 250$  °C na substrátu. V grafu 5.10 je patrná výrazně vyšší transmittance v UV oblasti. Vliv ohřevu je patrný také z výsledků XRD v grafu 5.11, kde si lze všimnout většího množství difrakčních linií. Jakost vzorku 1.11 je již možné porovnávat s komerčním vzorkem, jehož změřené charakteristiky jsou v příloze A.  $R_{\square}$  vzorku 1.11 je však stále poměrně vysoký, z čehož byla vyvozena nutnost dále optimalizovat procesní parametry.

Tabulka 5.7 Vrstvové odpory připravených vzorků 1.9 až 1.12

Vzorek	1.9	1.10	1.11	1.12
Průtok argonu [ $\text{Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	33,78	50,66	50,66	50,66
Teplota radičního ohříváče [°C]	20	20	378	161
Depoziční rychlost [ $\text{nm}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	0,037	0,034	0,037	0,034
Průměrná hodnota $R_{\square}$ [ $\Omega\cdot\text{nm}^{-1}$ ]	67	98	58	131
Směrodatná odchylka $\delta$ [ $\Omega\cdot\text{nm}^{-1}$ ]	3	5	4	24



Obrázek 5.10 Optická transmittance vzorků 1.9 až 1.12

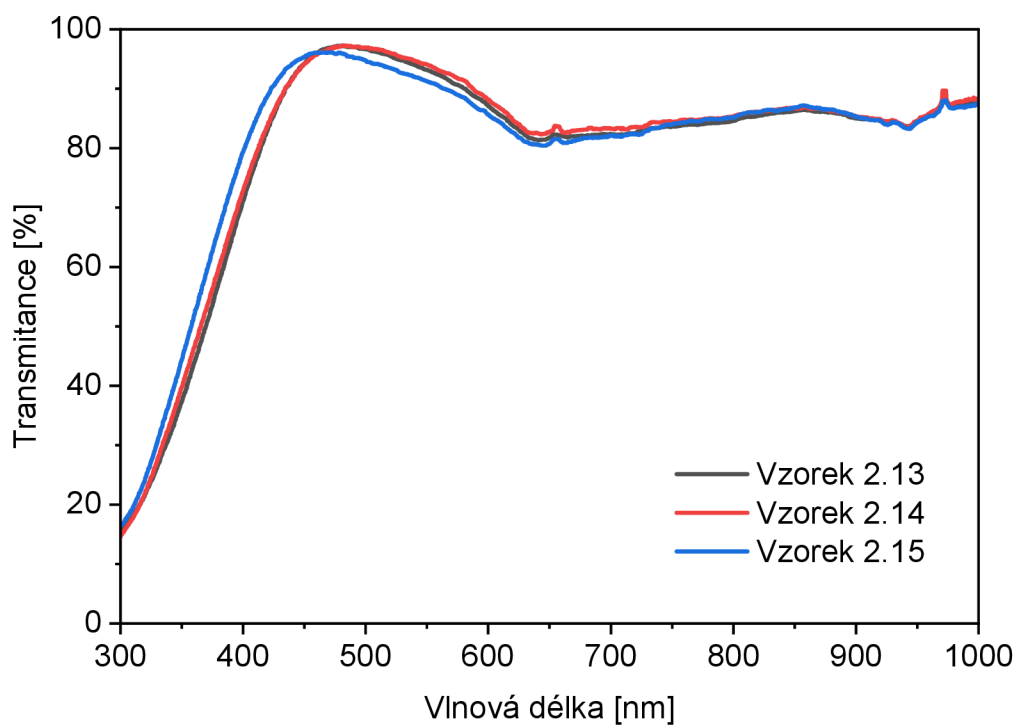


Obrázek 5.11 Rentgenová difrakce vzorků 1.9 až 1.12

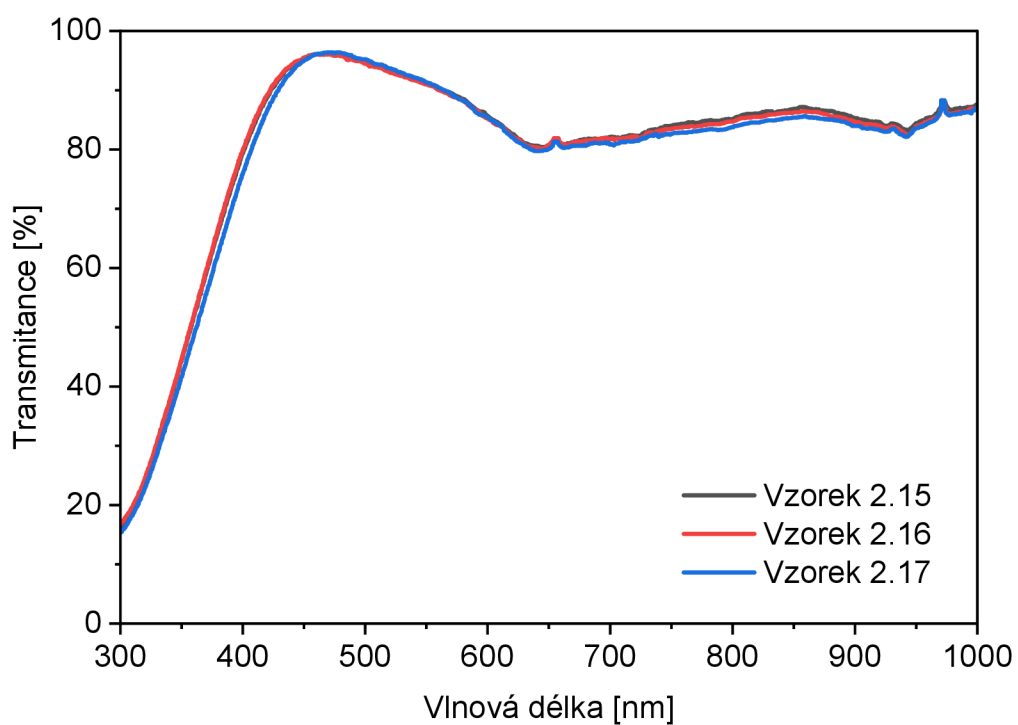
Dalšími parametry, které lze nezávisle snadno měnit, jsou pracovní tlak v komoře a již v kapitole 5.1.1 zkoušený RF výkon. Zkoušené hodnoty parametrů jsou v tabulce 5.8. Pro všechny depozice vzorků byl průtok argonu  $33,78 \text{ Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$  a průtok kyslíku  $0,33 \text{ Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$ . Na základě tabulky 5.8 a grafů 5.12 a 5.13 lze zhodnotit variace parametrů tlaku a výkonu má jen nepatrný vliv. Naopak si lze všimnout v tabulce 5.8 velmi vysoké směrodatné odchylky a různorodých XRD výsledků v grafech 5.14 a 5.15. Z těchto dá lze usuzovat výraznou nehomogenitu vrstvy napříč vzorkem

Tabulka 5.8 Vrstvové odpory připravených vzorků 2.13 až 2.17

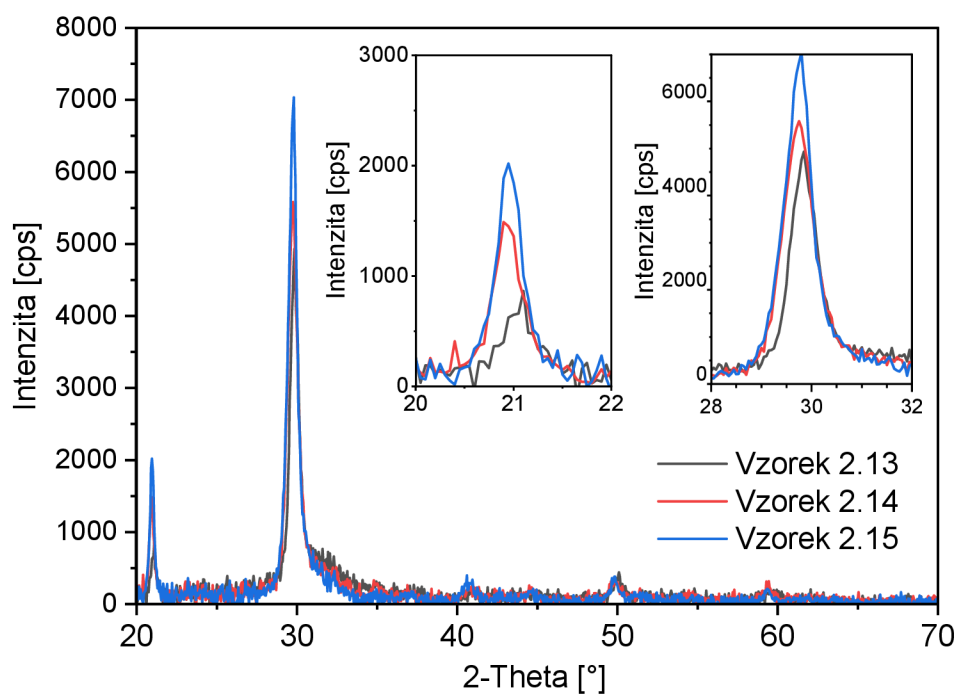
Vzorek	2.13	2.14	2.15	2.16	2.17
Tlak při depozici [Pa]	0,4	0,25	0,17	0,17	0,17
Výkon [W]	60	60	60	45	30
Depoziční rychlost [ $\text{nm}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	0,04	0,042	0,046	0,038	0,032
Průměrná hodnota $R_{\square}$ [ $\Omega\cdot\square^{-1}$ ]	219	246	245	255	227
Směrodatná odchylka $\delta$ [ $\Omega\cdot\square^{-1}$ ]	52	57	93	84	51



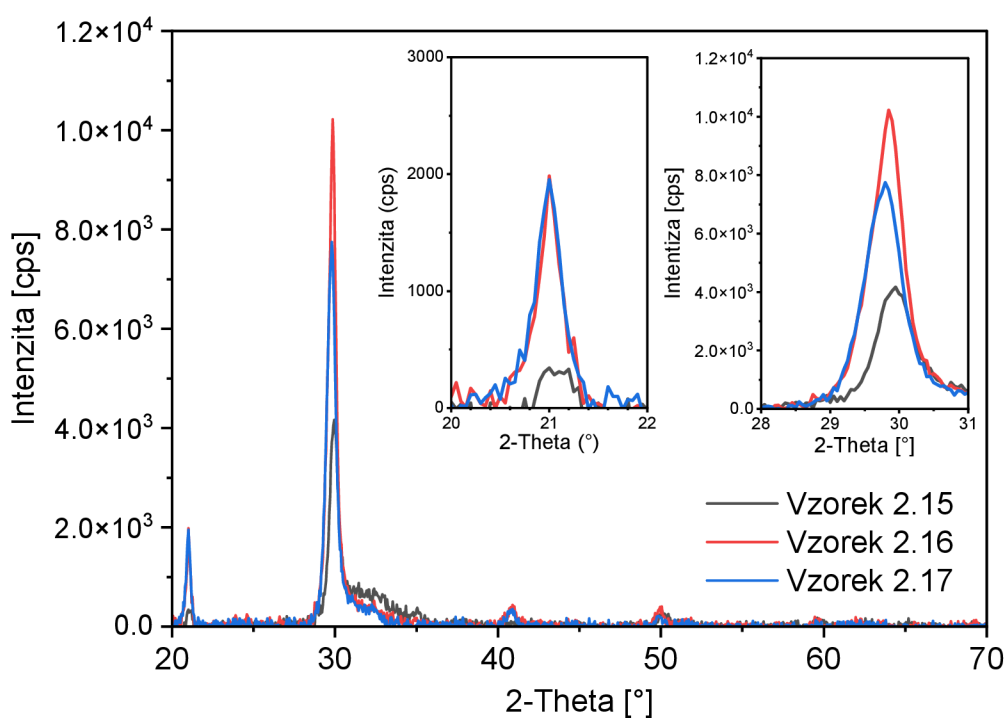
Obrázek 5.12 Optická transmittance vzorků 2.13 až 2.15



Obrázek 5.13 Optická transmittance vzorků 2.15 až 2.17



Obrázek 5.14 Rentgenová difrakce vzorků 2.13 až 2.15



Obrázek 5.15 Rentgenová difrakce vzorků 2.15 až 2.17

### 5.1.3 Naprašování s předoxidací naprašovacího terče

Vzhledem ke skutečnostem zjištěným v předchozích experimentech, a to nutnosti připouštění kyslíku do systému během depozice pro zajištění dobré optické transmitance a vzhledem k problémům se zvýšeným  $R_{\square}$  i při malém poměru  $O_2:Ar$  při depozici, byl dále prozkoumán postup oxidace naprašovacího terče s následnou depozicí bez konstantního průtoku kyslíku. V předchozí podkapitole 5.2.2 byl zjištěn vliv průtoku kyslíku předchozí depozice na následující depozici. V některých případech, kdy po depozici s vyšším průtokem kyslíku následovala depozice s menším průtokem kyslíku, bylo zaznamenáno zlepšení parametrů, konkrétně u vzorku 1.12 bylo dosaženo dobrého  $R_{\square}$  a dostatečné optické transmitance. Zajímavé změny optické transmitance byly zjištěny i u vzorku 2.7.

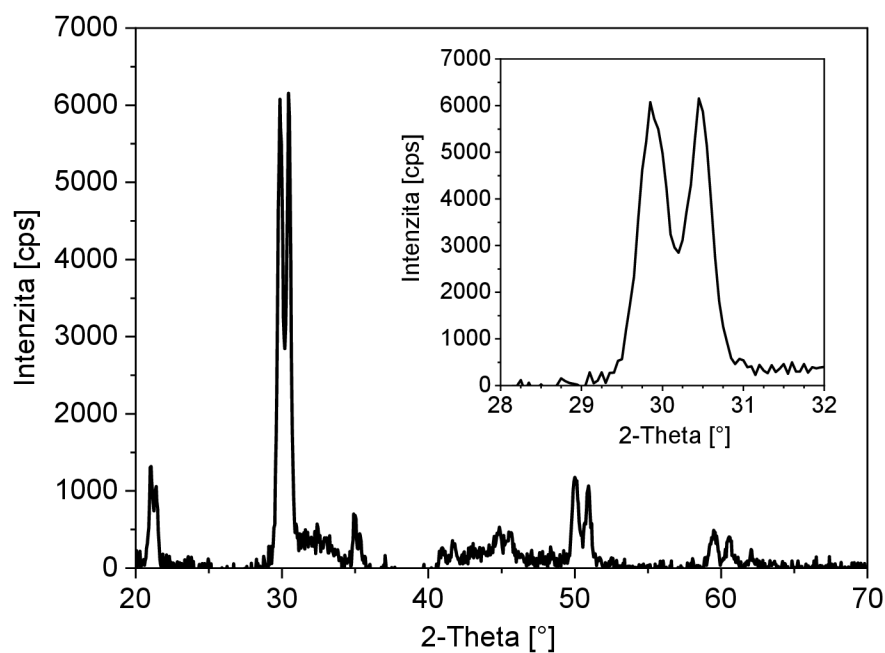
Po řadě experimentů, které ukázaly problémy u vlastností vrstev deponovaných při konstantním průtoku kyslíku byla provedena depozice bez kyslíku. Výsledkem je vzorek 2.26, který má vzhledem depozici bez zvýšené teploty substrátu, dobrý  $R_{\square}$  i dobrou optickou transmitanci, jak je patrné z tabulky 5.9 a grafu 5.18. Zajímavý je také jev dvou difrakčních linií v grafu 5.16, na úhlech  $21,2^\circ$  a  $30,2^\circ$ . Vzhledem k využitému způsobu depozice lze předpokládat, že dvojice difrakčních linií je výsledkem superpozice signálů z vrstev o mírně odlišném složení. V literatuře jsou jako možná vysvětlení udávány také přítomnost dvou vrstev s různým zbytkovým pnutí nebo následná depozice polykrystalického ITO na prvotní amorfní fázi. [148] Tyto výsledky se podařilo napodobit procesem s parametry v tabulce 5.10

Tabulka 5.9 Vrstvové odpory připravených vzorků 2.26 a 2.31

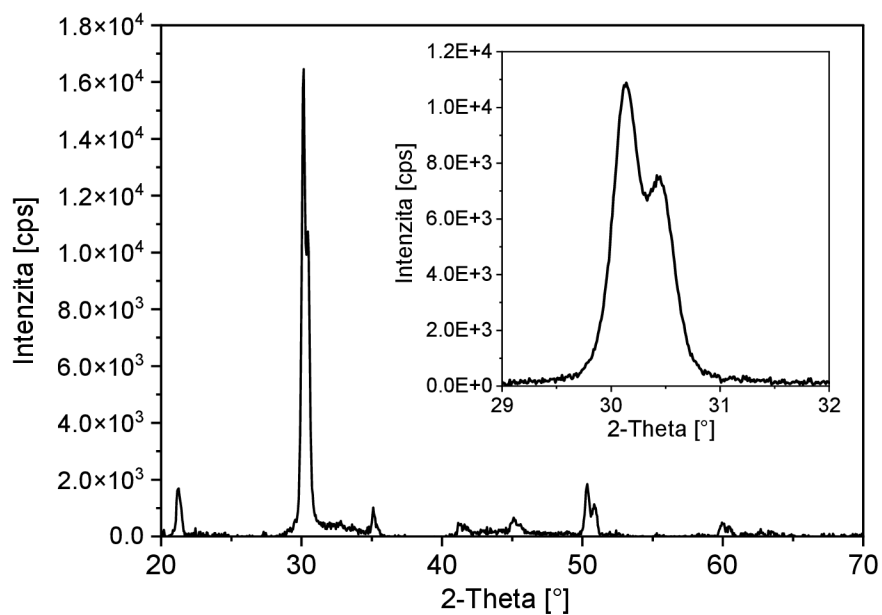
Vzorek	2.26	2.31
Průměrná hodnota $R_{\square}$ [ $\Omega \cdot \square^{-1}$ ]	68	71
Směrodatná odchylka $\delta$ [ $\Omega \cdot \square^{-1}$ ]	9	10

Tabulka 5.10 První proces s předoxidací naprašovacího terče

Procesní parametr	Čištění	Oxidace	Depozice
Průtok kyslíku [ $Pa \cdot l \cdot s^{-1}$ ]	0	0,34	0
Průtok argonu [ $Pa \cdot l \cdot s^{-1}$ ]	33,78	33,78	33,78
Výkon [W]	60	35	60
Tlak v depoziční komoře [Pa]	0,1	0,1	0,4
Čas procesu [s]	1500	1500	3157

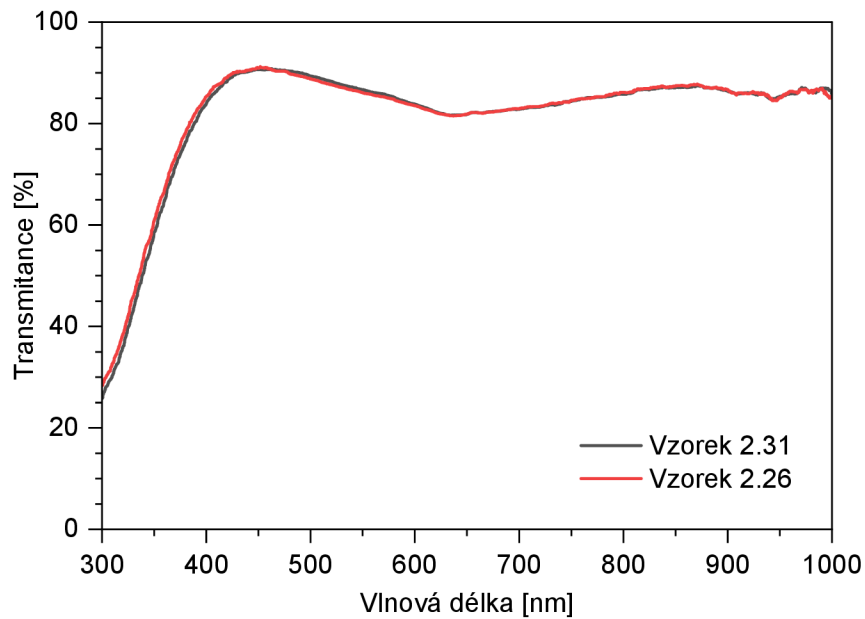


Obrázek 5.16 Rentgenová difrakce vzorku 2.26



Obrázek 5.17 Rentgenová difrakce vzorku 2.31





Obrázek 5.18 Optická transmittance vzorků 2.26 a 2.31

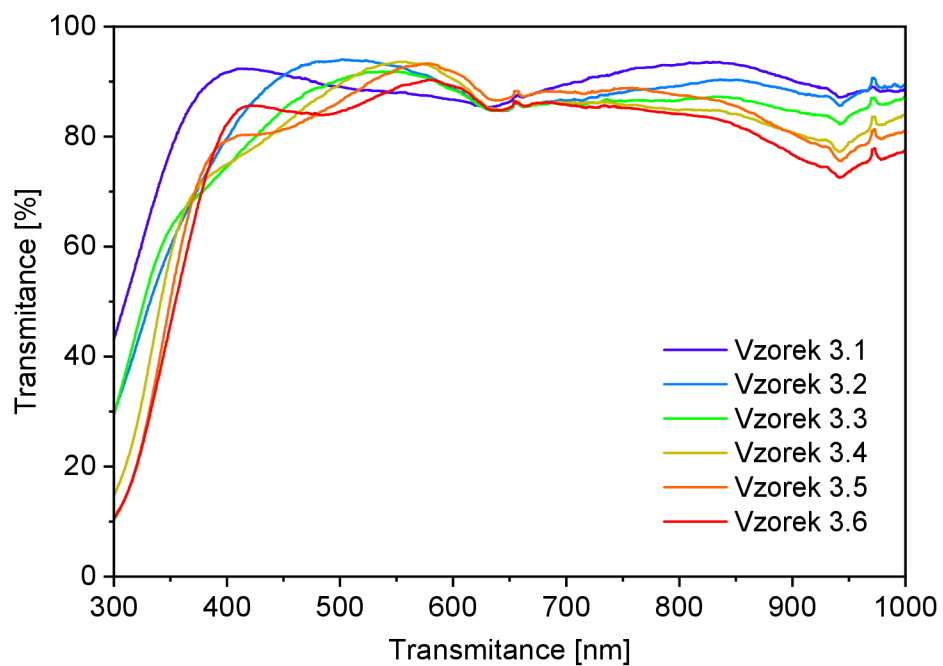
Výše uvedený proces byl dále optimalizován do podoby, jak je v tabulce 5.11. S těmito parametry byly připraveny vzorky o různých tloušťkách, jak je v tabulce 5.12. Na těchto vzorcích byl analyzován střední kvadratický průměr (RMS) drsnosti s využitím techniky AFM metodou ScanAsyst, optická transmittance a reflektance a vrstvý odpor. Lze zhodnotit zejména výsledky vrstvého odporu, který má poměrně nízké hodnoty s nízkou směrodatnou odchylkou, zjištěné hodnoty jsou však značně nekonzistentní.

Tabulka 5.11 Parametry optimalizovaného procesu depozice ITO

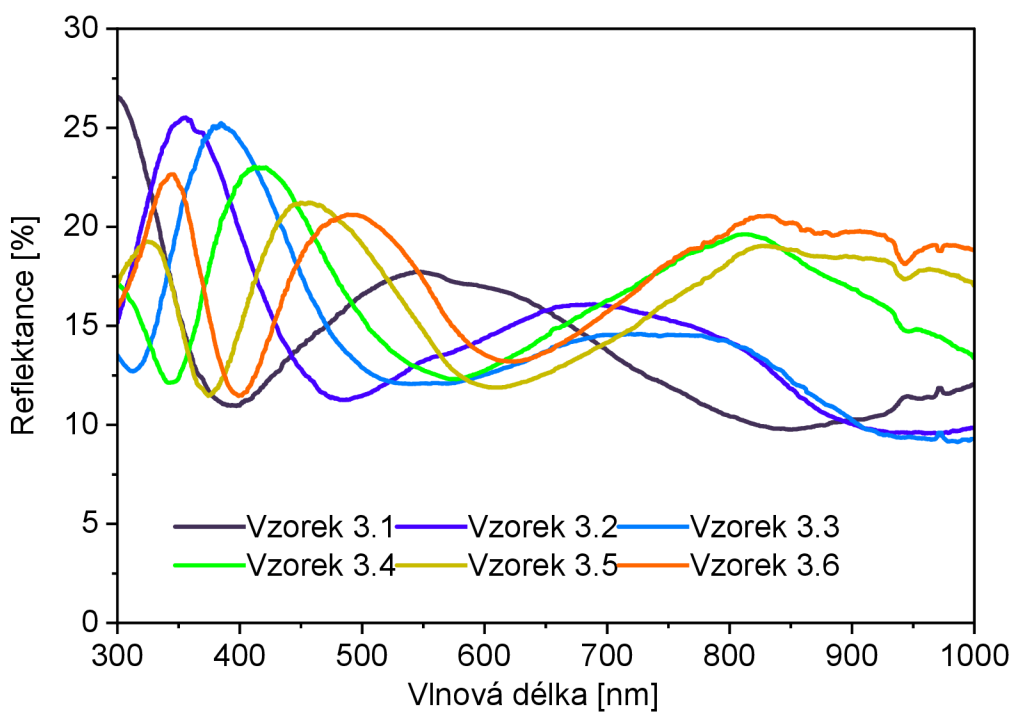
Procesní parametr	Čištění	Oxidace	Depozice
Průtok kyslíku [ $\text{Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	0	0,34	0
Průtok argonu [ $\text{Pa}\cdot\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	16,89	33,78	25,33
Výkon [W]	55	25	55
Tlak v depoziční komoře [Pa]	0,15	0,8	0,4
Čas procesu [s]	900	900	Různé hodnoty

Tabulka 5.12 Vrstvý odpor a RSM drsnosti připravených vzorků 3.1 až 3.6

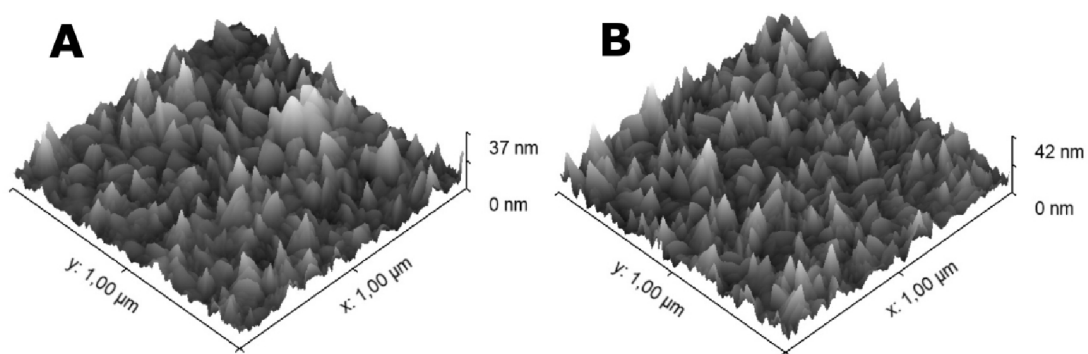
Vzorek	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6
Jmenovitá tloušťka [nm]	100	120	140	160	180	200
Depoziční rychlost [ $\text{nm}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	0,034	0,033	0,034	0,036	0,036	0,036
Průměrná hodnota $R_{\square}$ [ $\Omega\cdot\text{cm}^{-1}$ ]	32,7	49	32,0	78,4	116	36,3
Směrodatná odchylka $\delta$ [ $\Omega\cdot\text{cm}^{-1}$ ]	1,2	3	0,8	1,6	3	0,6
RMS drsnost [nm]		4,52	4,24	5,63		



Obrázek 5.19 Optická transmittance vzorků 3.1 až 3.6



Obrázek 5.20 Optická reflektance vzorků 3.1 až 3.6

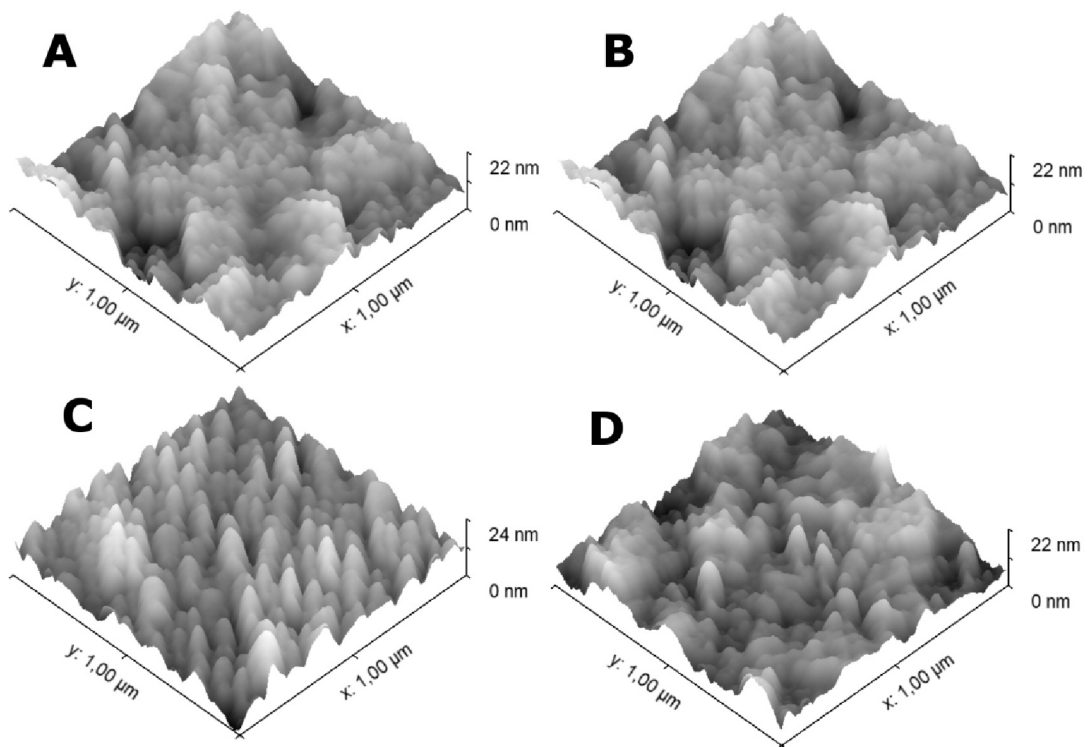


Obrázek 5.21 Výsledky měření drsnosti technikou AFM vzorků 3.2 (A) a 3.4 (B)

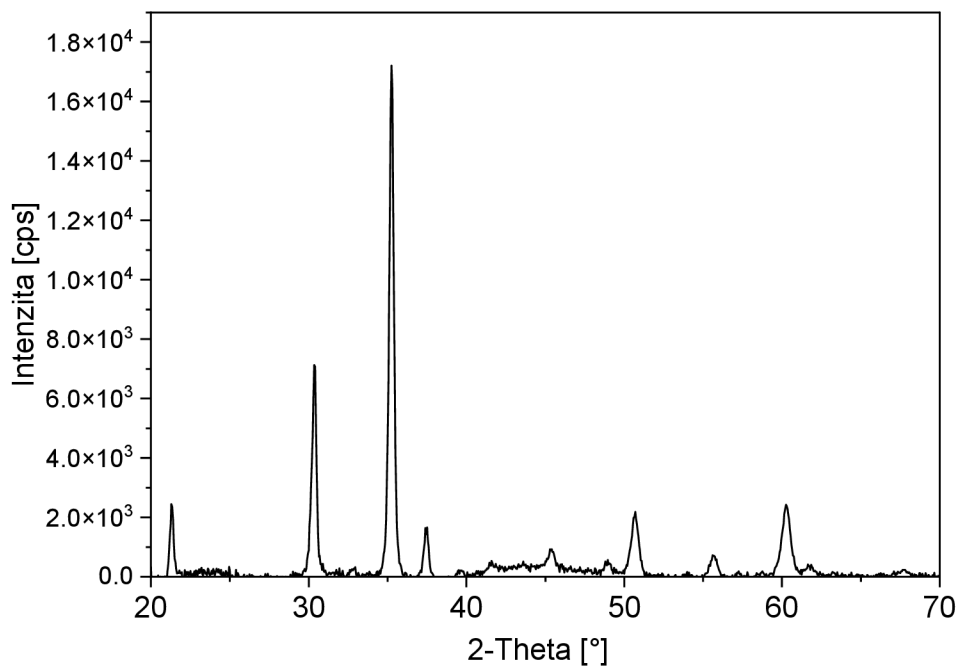
Lepších hodnot  $R_{\square}$  a také RMS drsnosti bylo dosaženo u vzorků 3.7 až 3.9, které byly deponovány při nastavené teplotě radičního ohříváče  $\approx 471\text{ }^{\circ}\text{C}$ , což by mělo odpovídat  $\approx 300\text{ }^{\circ}\text{C}$  na substrátu. Výsledky jsou patrné z tabulky 5.13. U vzorku 3.7 bylo provedeno měření XRD, jehož výsledky jsou v grafu 5.23. Tyto výsledky lze považovat za velmi dobré, srovnatelné s komerčním vzorkem. Déle se ukázalo, že změna dalších procesních parametrů má jen malý vliv.

Tabulka 5.13 Vrstvové odpory a RMS drsnosti připravených vzorků 3.7 až 3.10

Vzorek	3.7	3.8	3.9	3.10
Tlak při depozici [Pa]	0,4	0,4	0,2	0,2
Výkon [W]	55	35	55	35
Depoziční rychlost [ $\text{nm}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	0,036	0,017	0,033	0,02
Průměrná hodnota $R_{\square}$ [ $\Omega\cdot\text{nm}^{-1}$ ]	7,3	8,29	8,7	7,90
Směrodatná odchylka $\delta$ [ $\Omega\cdot\text{nm}^{-1}$ ]	0,2	0,19	0,4	0,12
RMS drsnost [nm]	2,78	3,08	3,24	3,28

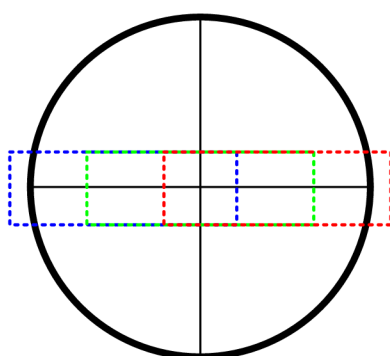


Obrázek 5.22 Výsledky měření drsnosti technikou AFM vzorků 3.7 až 3.10 (A–D)

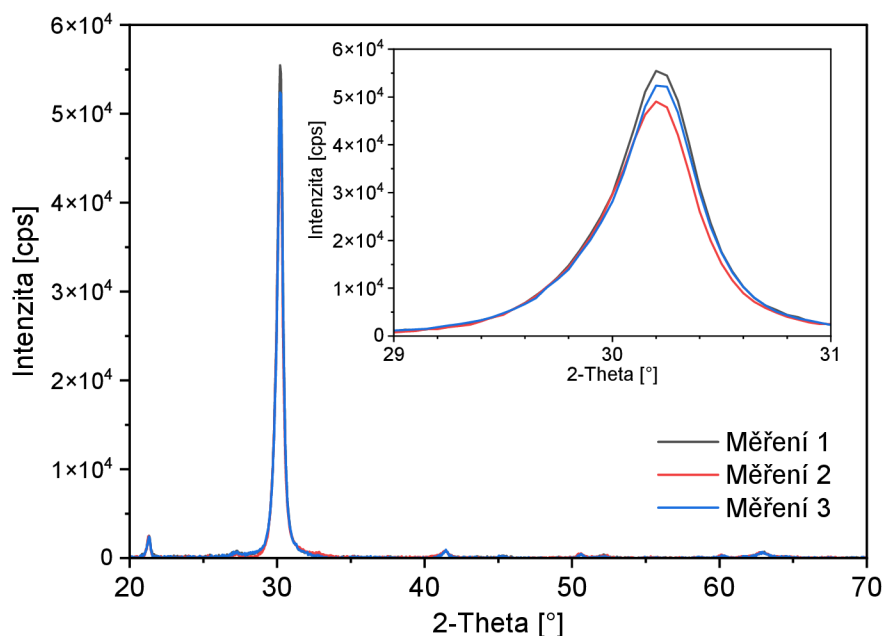


Obrázek 5.23 Rentgenová difrakce vzorku 3.7

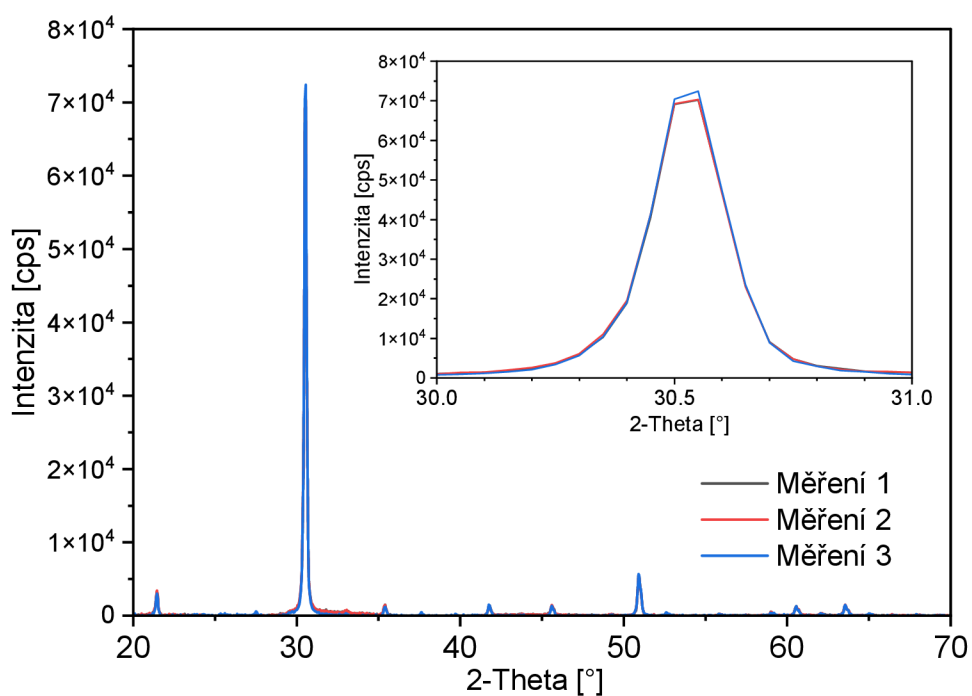
Vzhledem k dříve uvažované nehomogenitě vrstev připravených při konstantním průtoku kyslíku, které nasvědčovali výsledky XRD a později také vrstevného odporu, byla provedena opakovaná měření XRD s různým posunutím mikroskopického sklíčka na držáku pro wafery, jak je načrtnuto na obrázku 5.24. Dále bylo manuálně provedeno mapování  $R^2$  čtyřbodovou metodou. Výsledky jsou v grafech 5.25 a 5.26 a v tabulkách 5.14 a 5.15. Z výsledků XRD lze zhodnotit, že hypotéza o vlivu nehomogenosti vrstev na výsledky XRD byla potvrzena, jelikož u vzorku 3.1 je vliv polohy vzorku na držáku výrazně menší. Z map rezistivit není patrný konkrétní vzor rozložení vrstevného odporu, zobrazené hodnoty ale ilustrují rozptýl dat získávaných při ostatních měření vrstevného odporu čtyřbodovou metodou.



Obrázek 5.24 Náčrt uložení mikroskopického sklíčka na držáku pro XRD SmartLab pro 4“ wafery



Obrázek 5.25 Opakované XRD měření na vzorku 1.7



Obrázek 5.26 Opakované XRD měření na vzorku 3.1

Tabulka 5.14 Vrstvový odpor  $R_{\square}$  [ $\Omega \cdot \square^{-1}$ ] vzorku 1.8

1.0E+06	1.2E+06	1.0E+06	5.9E+05				1.0E+06	9.2E+05	9.0E+05	1.2E+06	1.2E+06
1.1E+06	1.3E+06	1.7E+06	1.2E+06	1.8E+06	1.3E+06	1.2E+06	1.2E+06	1.4E+06	1.6E+06	1.5E+06	1.3E+06
1.2E+06	1.7E+06	1.1E+06	1.0E+06	2.3E+06	1.2E+06	7.2E+05	6.5E+05	9.5E+05	1.4E+06	1.2E+06	1.4E+06
1.2E+06	1.6E+06	2.1E+06	1.9E+06	8.5E+05	2.2E+06			1.0E+06	1.1E+06	1.2E+06	1.1E+06

Tabulka 5.15 Vrstvový odpor  $R_{\square}$  [ $\Omega \cdot \square^{-1}$ ] vzorku 3.1

35.2	33.4	33.7	34.1	33.7	35.2		34.1	33.3	33.7	34.6	34.7
31.5	31.3	31.7	31.7	31.7	31.9	31.9	31.2	31.2	31.2	31.1	31.5
31.3	31.5	31.6	31.5	31.3	31.5	31.7	31.1	31.0	30.8	30.8	30.9
31.7	31.9	32.6	32.8	32.7	34.5		32.1	32.1	31.3		

## 5.2 Příprava a charakterizace vrstev TiN-ITO

### 5.2.1 Naprašování ultratenkých vrstev TiN

Před depozicí na komerční vzorky ITO od dodavatele redox.me byly vzorky předčištěny pomocí bezprašné utěrky, acetonu, izopropylalkoholu a oplachem deionizovanou (DI) vodou a následně čištěny v ultrazvukové lázni acetonem a následně izopropylalkoholem. Těsně před depozicí byly vzorky dále čištěny pomocí kyslíkové plazmy v přístroji DIENER pro odstraňování fotorezistů. V depoziční komoře naprašovacího systému BESTEC Kaufman byly vzorky předčištěny *in situ* pomocí sekundárního iontového zdroje. Vybrané hodnoty procesních parametrů pro depozici TiN jsou v tabulkách 5.16 a 5.17.

Tabulka 5.16 Parametry *in situ* předčištění komerčních vzorků ITO

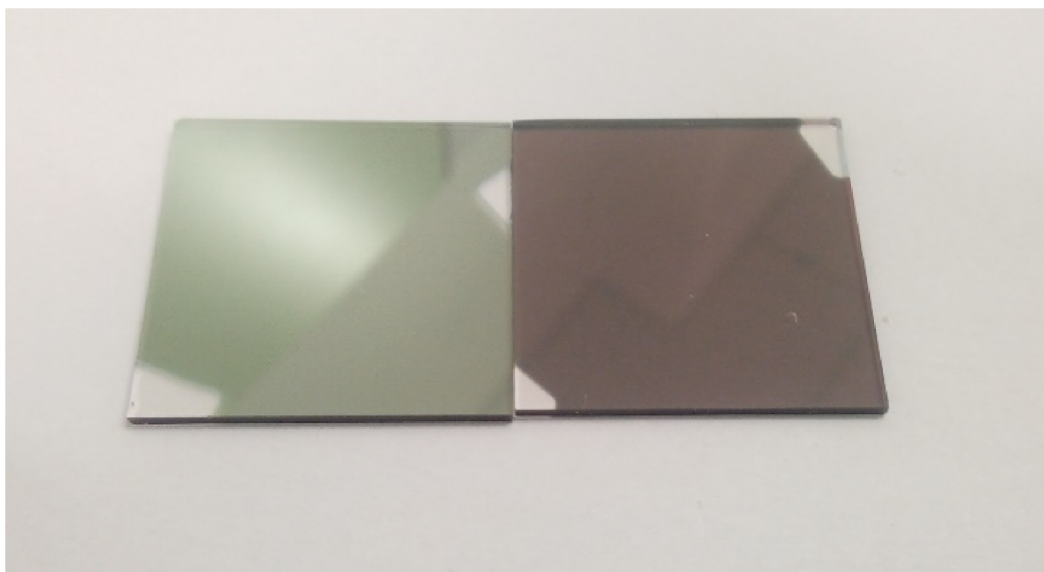
<b>Energie svazku sekundárního iontového zdroje</b>	26 eV
<b>Průtok dusíku sekundárního iontového zdroje</b>	0 Pa·l·s <sup>-1</sup>
<b>Průtok argonu sekundárního iontového zdroje</b>	20,27 Pa·l·s <sup>-1</sup>
<b>Proud sekundárního iontového svazku</b>	15 mA

Tabulka 5.17 Parametry depozice TiN

<b>Energie svazku asistenčního iontového zdroje</b>	<b>26 eV</b>
<b>Průtok dusíku asistenčního iontového zdroje</b>	25,33 Pa·l·s <sup>-1</sup>
<b>Proud asistenčního iontového svazku</b>	15 mA
<b>Energie svazku primárního iontového zdroje</b>	600 eV
<b>Průtok argonu primárního iontového zdroje</b>	6,08 Pa·l·s <sup>-1</sup>
<b>Průtok dusíku primárního iontového zdroje</b>	5,07 Pa·l·s <sup>-1</sup>
<b>Proud primárního iontového zdroje</b>	44 mA
<b>Teplota substrátu</b>	200 °C

Deponované tloušťky TiN byly 10 nm, 15 nm a 20 nm. Ukázka připravených vzorků s tloušťkou TiN 20 nm je na obrázku 5.27.





Obrázek 5.27 Vrstvy TiN na substrátech ITO, vlevo je přední strana, vpravo je dolní strana

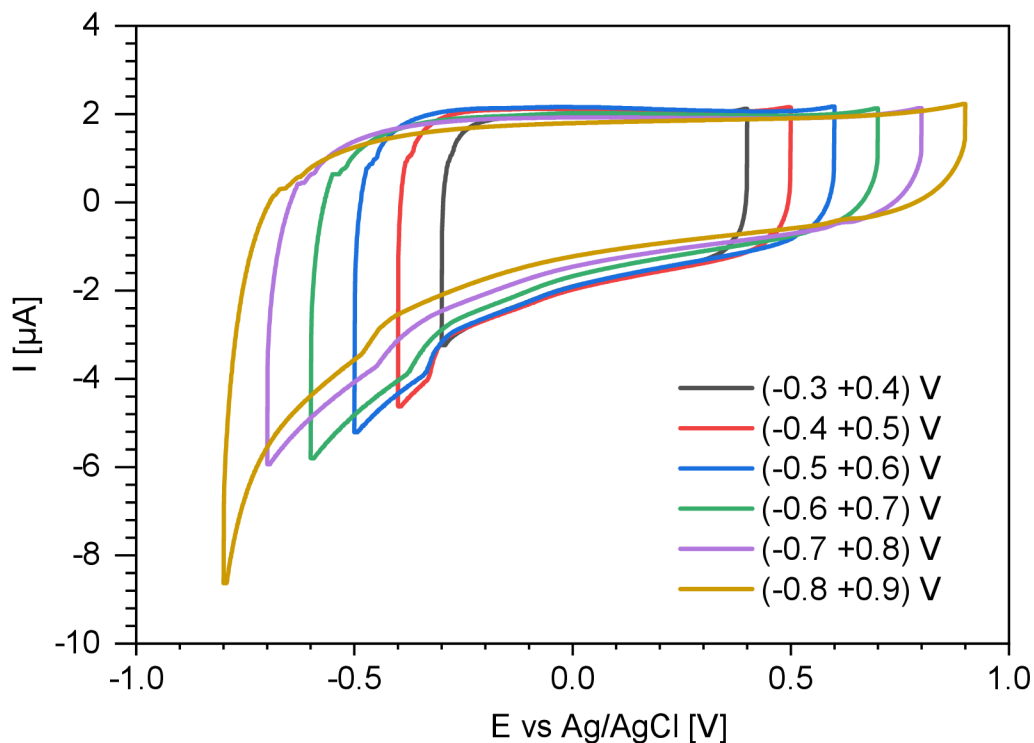
### 5.2.2 Elektrochemické namáhání TiN-ITO vzorků

Elektrochemická odolnost připravených vrstev TiN-ITO byla testována pomocí cyklické voltametrie v roztoku fosfátového pufru (PBS) o molaritě 100 mM. Dále byla průběžně měřena také elektrochemická impedanční spektroskopie s nulovým stejnosměrným předpětím, amplitudou 10 mV, rozmítáním na frekvenčním rozsahu 1 Hz až 1 MHz s 21 body na dekádu. Postup přípravy vzorku byl následující. Pro konkrétně definované plochy elektrody byla použita krycí samolepicí folie, do které byl vyražen otvor o průměru 8 mm. Folie byla přilepena na vzorek a dále byl na folii přilepena jednoduchá kvádrová nádoba pro roztok, vyrobená pomocí 3D tisku. Pro přilepení nádoby byl použit polydimethylsiloxan (PDMS), který byl následně vytvrzen při teplotě cca 100°C.

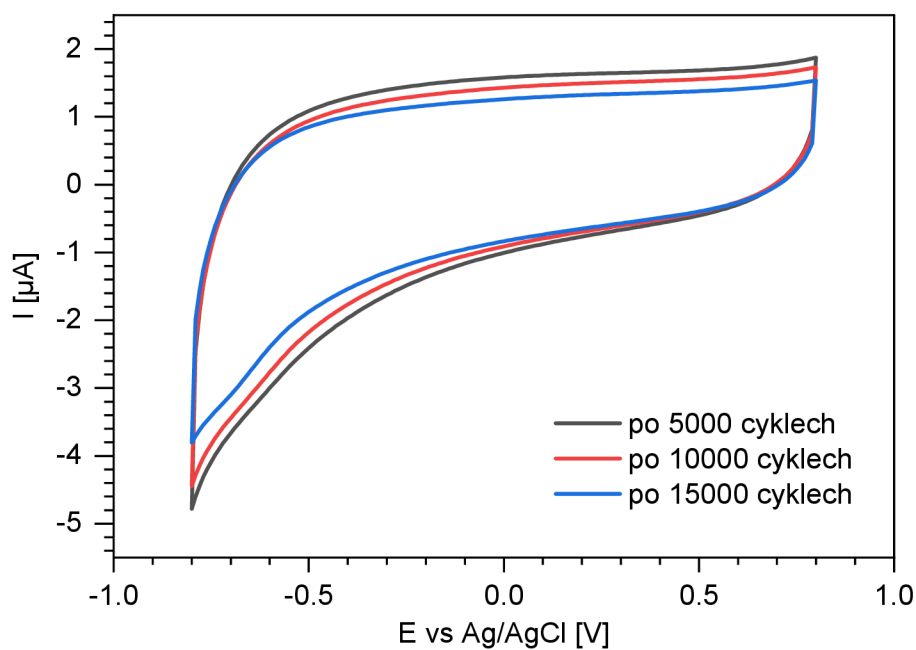
Takto připravený vzorek byl přes nekryté místo připojen k potenciostatu typu Ivium PocketSTAT jako pracovní elektroda. Dále byla využita spirála z platinového drátu jako pomocná elektroda a jako referenční elektroda byl využit stříbrný drát s částí pokrytou chloridem stříbrným vytvořeným elektrodepozicí z roztoku chloridu draselného

Provedeno bylo elektrochemické namáhání v podobě cyklické voltametrie s rychlostí  $100 \text{ mV} \cdot \text{s}^{-1}$  a povoleným automatickým výběrem proudových rozsahů. U vzorku s 20 nm TiN byla nejprve zkoumána stabilita na rozsazích od (-0,3 +0,4) V až po (-1,0 +1,1) V z nichž každý zahrnoval 1000 cyklů. Stejný experiment byl proveden i se samostatným vzorkem ITO. Výsledky TiN na rozsazích do (-0,8 +0,9) V jsou v grafu 5.28. Výsledky cyklické voltametrie ITO jsou v příloze A. Vzorek s TiN, na rozdíl od samostatného ITO, požadavkům na elektrochemickou stabilitu vyhověl i na nejvyšším měřeném rozsahu. U vzorku samostatného ITO začalo docházet k degradaci v podobě redoxní reakce. Další

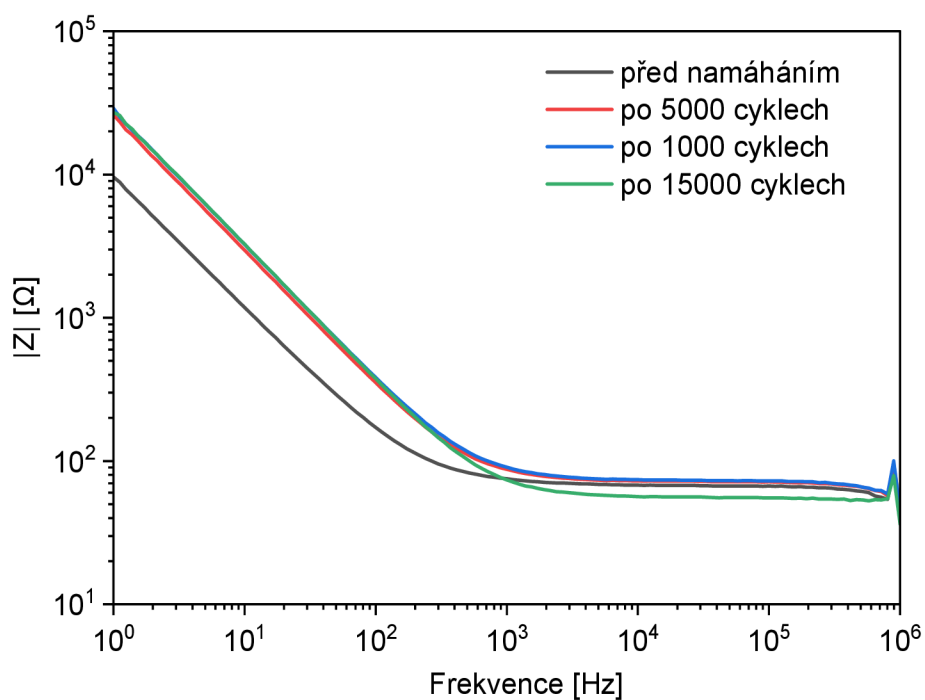
měření však probíhala pouze v rozsazích do (-0,8 +0,8) V. Dobrá elektrochemická stabilita byla zjištěna i vzorků s tloušťkami TiN 15 nm a 10 nm. Vybrané výsledky jsou v grafech 5.29 a 5.30. Dále byla provedena optická inspekce vzorků po namáhání a změřeny optické transmitance. Výsledky jsou na obrázcích 5.31 a 5.32. Z optických výsledků lze zhodnotit, že došlo k mírným změnám na povrchu vzorku. Vzhledem k absenci faradických dějů v grafech 5.29 a 5.30 lze předpokládat, že nedošlo elektrochemickým změnám na vzorku, mohlo však dojít k malému ztenčení TiN vrstvy.



Obrázek 5.28 Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 20 nm na různých napěťových rozsazích, voltamogram



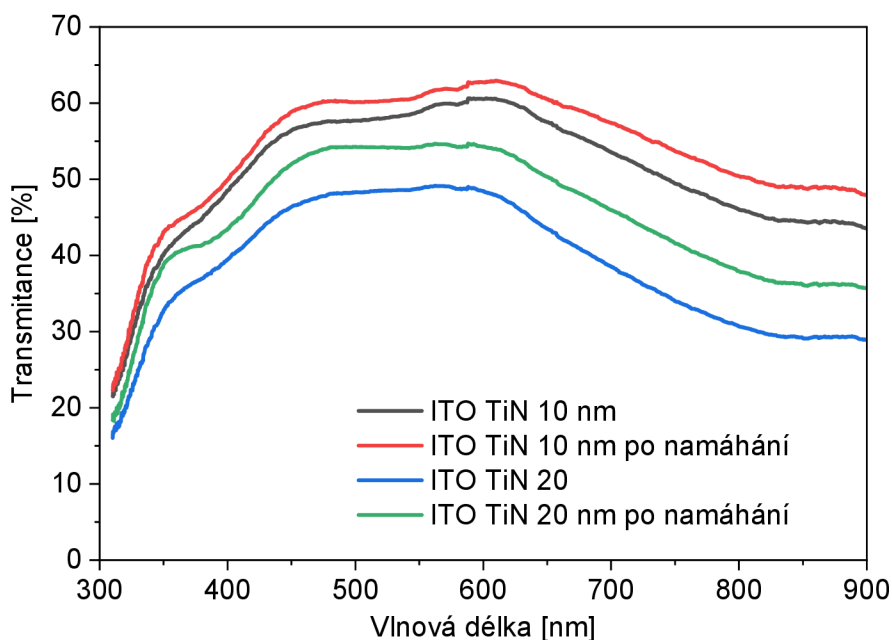
Obrázek 5.29 Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 10 nm, voltamogram



Obrázek 5.30 Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 10 nm, absolutní hodnota impedance



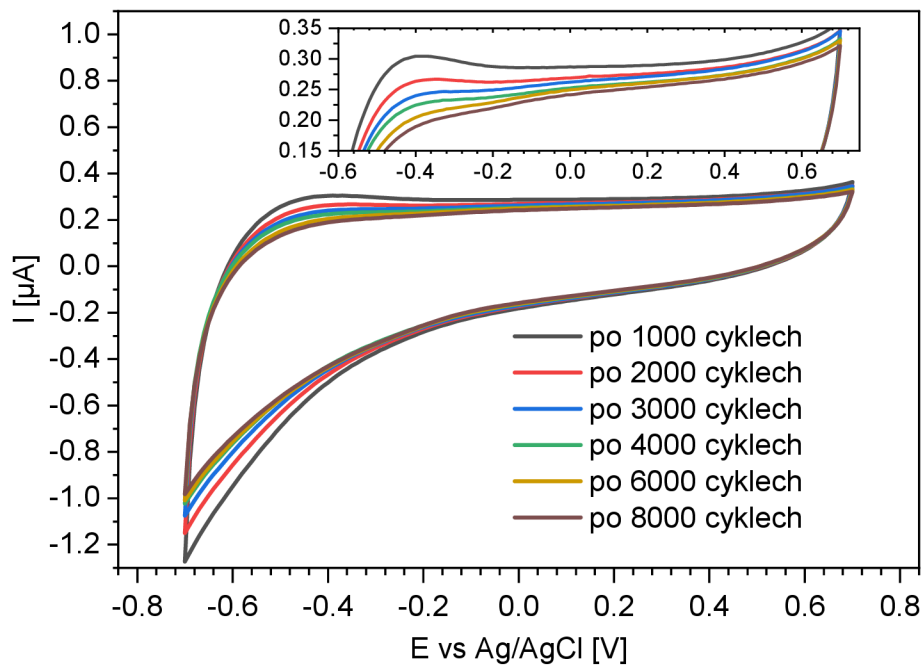
Obrázek 5.31 Vizuální stav vzorku po namáhání



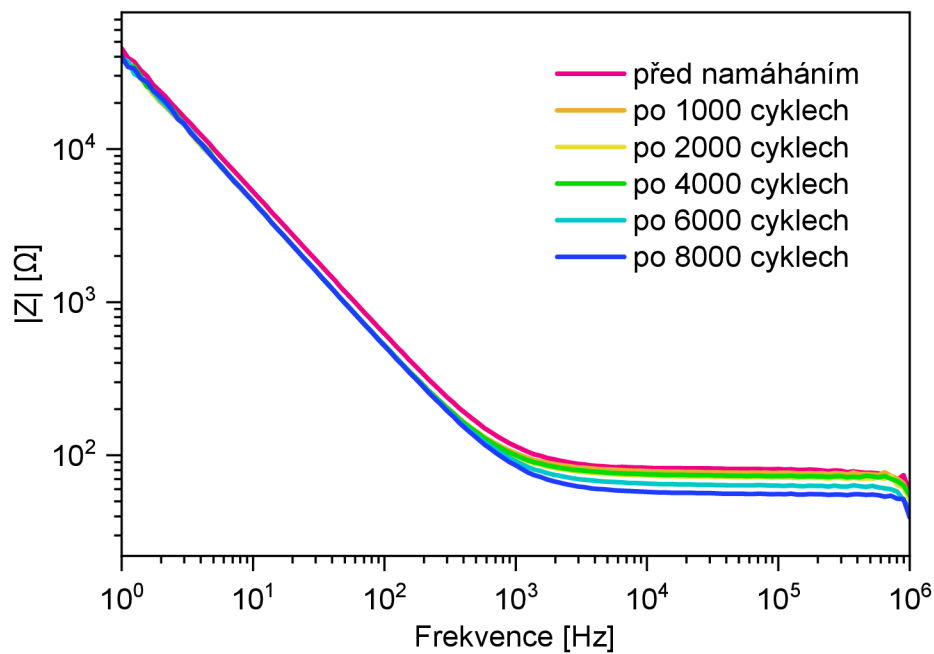
Obrázek 5.32 Transmittance vzorku v místě namáhání

### 5.2.3 Zrychlené stárnutí a elektrochemické namáhání TiN-ITO vzorků

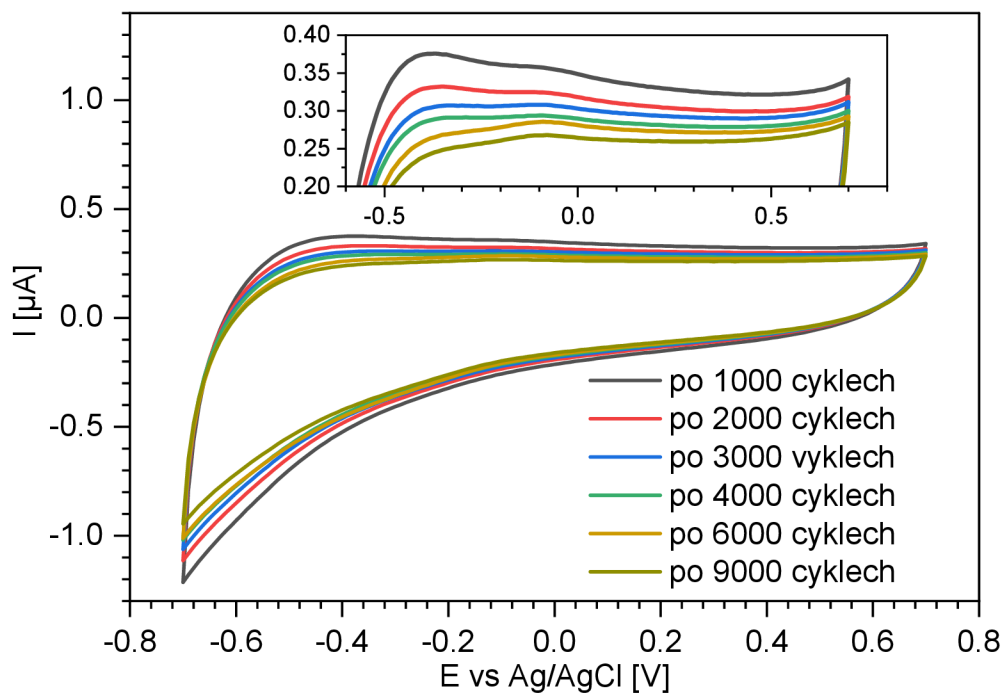
Pro analýzu chemické stability vrstev ve fyziologickém prostředí byly provedeny testy chemického namáhání. Tento test lze vzhledem k jeho parametrům označit za test zrychleného stárnutí. Pro chemické namáhání byl připraven roztok fosfátového pufru s 30mM obsahem peroxidu vodíku. Vzorky byly vystavené tomuto roztoku při teplotě 60 °C. Následně bylo provedeno elektrochemické namáhání v podobě cyklické voltametrie. Výsledky jsou v grafech 5.33 až 5.36. Z grafu 5.33 je zhodnotit, že voltamogram po ustálení nabývá kapacitní charakteristiky, bez výrazných náznaků faradických dějů. U grafu 5.35 lze zhodnotit, že došlo k narušení vrstvy, jelikož je v oblasti (-0,2 až 0) V vs Ag/AgCl je patrný náznak faradického děje.



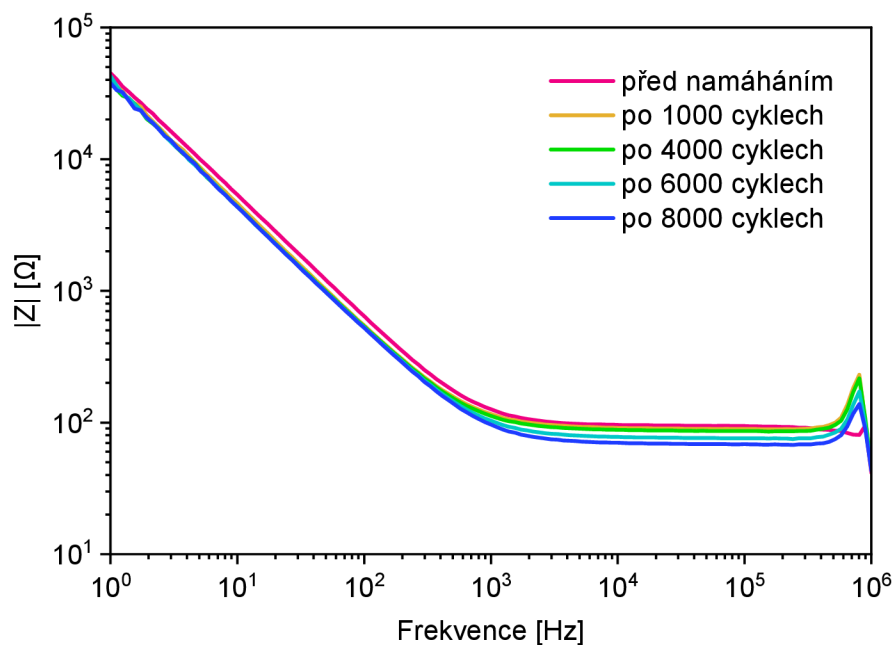
Obrázek 5.33 Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 15 nm po 1 týdnu zrychleného stárnutí, voltamogram



Obrázek 5.34 Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 15 nm po 1 týdnu zrychleného stárnutí, absolutního hodnota impedance

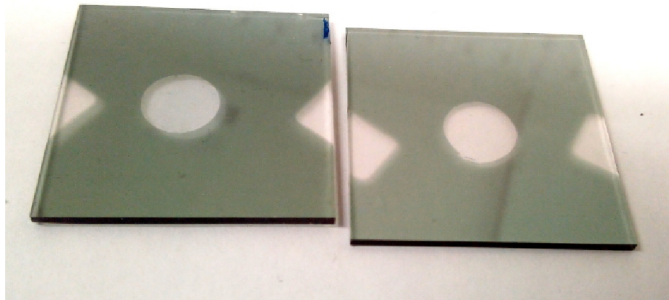


Obrázek 5.35 Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 10 nm po 1 týdnu zrychleného stárnutí, voltamogram

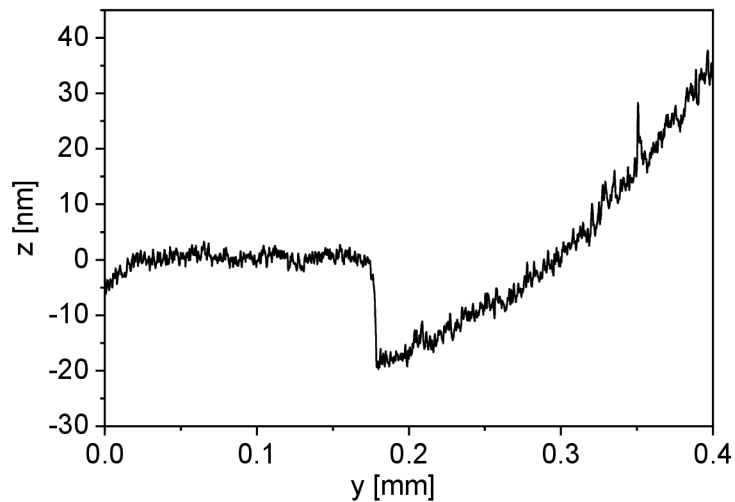


Obrázek 5.36 Elektrochemické namáhání vzorku TiN-ITO 10 nm po 1 týdnu zrychleného stárnutí, absolutní hodnota impedance

Po optické inspekci byl zjištěn velmi vysoký vzrůst optické transmittance v místě namáhání, jak je patrné z obrázku 5.37. Uvažovanými příčinami byly chemická změna složení vrstvy TiN, která by vedla ke zvýšení optické transmittance, nebo odstranění vrstvy TiN vlivem špatné adheze nebo leptání. V případě odstranění vrstvy TiN se pak nabízí otázka, co zajišťuje elektrochemickou stabilitu zbylé vrstvy. Odstranění TiN vrstvy bylo potvrzeno měření na mechanickém profilometru, jak je vidět na obrázku 5.38. Tento jev a mechanismus vzniku elektrochemicky odolné vrstvy by bylo vhodné dále podrobněji prozkoumat. Hypotetickými příčinami je interakce ITO se svazkem dusíkových iontů nebo difúze TiN do ITO při depozici a vytvoření elektrochemicky odolného rozhraní.



Obrázek 5.37 Vizuální stav vzorků po zrychleném stárnutí

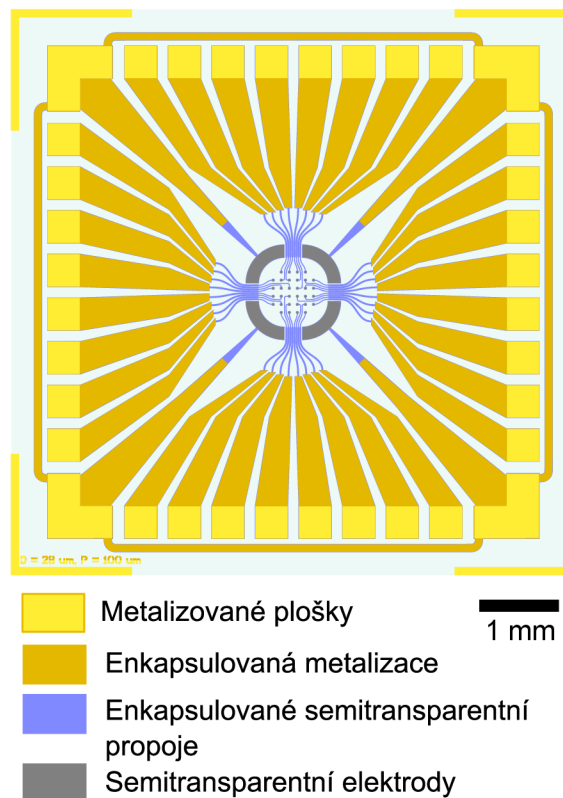


Obrázek 5.38 Profil na hraně namáhaného místa

## 5.3 Výroba pMEAs

Výroba pMEAs byla provedena s využitím designu topografie čipů. Design je tvořen třemi litografickými maskami. Účel jednotlivých masek lze názorně popsat na ilustraci čipu na obrázku 5.39.

První maska slouží k vytvoření transparentního nebo semitransparentního motivu, který zahrnuje mikroelektrody, pomocné elektrody, a cesty ke kontaktovacím ploškám. Druhá maska slouží k vytvoření metalizace kontaktovacích plošek a propojů vně aktivní oblasti pMEA. Třetí maska slouží k vytvoření otvorů v enkapsulaci pro mikroelektrody a kontaktovací plošky.



Obrázek 5.39 Design pMEA čipu s barevně znázorněnými částmi

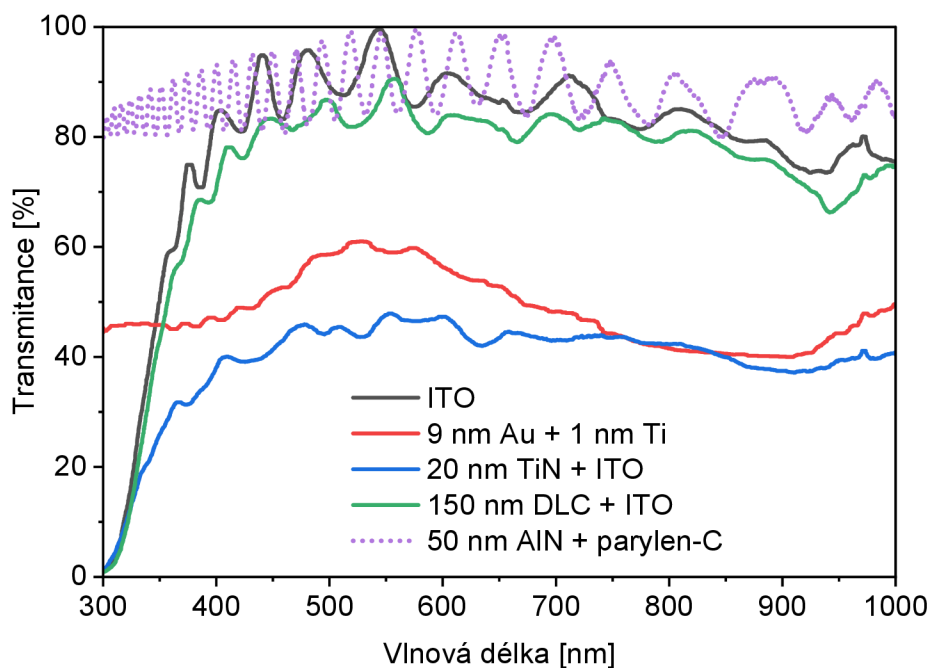
### 5.3.1 Výroba čipů s různými materiály elektrod

Pro výrobu pMEAs byly využity čtyři materiálové kombinace, z nichž tři využívají jako základní průhledný vodič ITO. První materiálová kombinace je 9 nm zlata na 1 nm titanu, které slouží jako adhezivní vrstva pro zlato na skle. Druhou materiálovou kombinací je 20 nm nitridu titanitého a 1 nm titanu na ITO. Třetí kombinací je 150 nm DLC na ITO. Tato kombinace je pokusná a nebyla pro tento účel dříve optimalizována. Poslední variantou je holá vrstva ITO. Jako enkapsulační vrstva byla využita kombinace 50 nm nitridu hlinitého (AlN) jako spodní vrstvy a 3  $\mu$ m parylenu-C jako horní vrstvy. Tato



kombinace pro enkapsulaci byla v jiném na této práci nezávislém výzkumu zhodnocena jako nejspolehlivější, kde AlN zajišťuje nízkou navlhavost a ochranu pokladních vrstev před vodou, vrstva parylenu-C zajišťuje ochranu vrstvy AlN před degradací rozpuštěnými ionty v elektrolytu pro elektrochemická měření. Optické transmittance využitých tenkých vrstev jsou v grafu 5.40.

Pro ITO vrstvu byly využity komerční výrobky. Vrstvy TiN, Ti a Au byly připravena v systému BESTEC Kaufman. Procesní parametry depozic jsou v tabulkách 5.18 a 5.19. Pro depozici DLC byl využit proces zahrnující *in situ* předčištění vzorku O<sub>2</sub> a následně Ar plazmou. Parametry procesu jsou uvedeny v tabulce 3.1.



Obrázek 5.40 Optické transmittance využitých tenkých vrstev

Tabulka 5.18 Parametry depozice Au a Ti pro pMEAs

<b>Energie svazku primárního iontového zdroje</b>	<b>600 eV</b>
<b>Průtok argonu primárního iontového zdroje</b>	3 sccm
<b>Průtok dusíku primárního iontového zdroje</b>	0 sccm
<b>Proud primárního iontového zdroje</b>	44 mA
<b>Teplota substrátu</b>	<100 °C

Tabulka 5.19 Parametry depozice TiN pro pMEAs

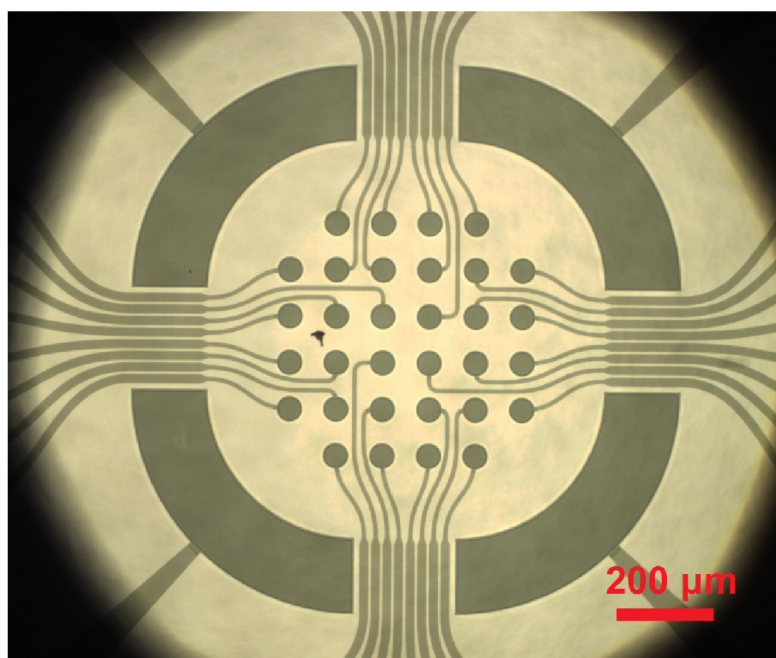
<b>Energie svazku asistenčního iontového zdroje</b>	<b>26 eV</b>
<b>Průtok dusíku asistenčního iontového zdroje</b>	15 sccm
<b>Proud asistenčního iontového svazku</b>	15 mA
<b>Energie svazku primárního iontového zdroje</b>	600 eV
<b>Průtok argonu primárního iontového zdroje</b>	3,6 sccm
<b>Průtok dusíku primárního iontového zdroje</b>	3 sccm
<b>Proud primárního iontového zdroje</b>	44 mA
<b>Teplota substrátu</b>	<100 °C

Fotolitografie byly provedena s využitím poloautomatického systému pro spin coating SÜSS MicroTec RCD8 a mask aligneru SÜSS MicroTec MA8 Gen3. Všechny procesy leptání byly provedeny technikou suchého leptání, a to metodami leptání iontovým svazek s využitím systému Scia Systems Coat 200 a reaktivního iontového leptání Oxford Instruments Plasma Technology PlasmaPro 100 a PlasmaPro 80. Pro proces suchého leptání iontovým svazkem byl využit fotorezist AZ MIR 701 nanesený při otáčkách 4000 min<sup>-1</sup>. Pro proces leptání vrstvy parylenu-C byl využit fotorezist AZ 1518 nanesený při otáčkách 1000 min<sup>-1</sup>.

Konkrétní postupy fotolitografie vodivého motivu se lišily pro různé transparentní materiály. V případě MEAs s mikroelektrodami z ultratenkého Au byla nejprve vyrobena metalizace propojů a kontaktních plošek až následně depozice a fotolitografie ultratenkého Au. V případě ultratenkého TiN byl nejprve vytvořen vodivý motiv z vrstvy ITO a následně byla nadeponována vrstva ultratenkého TiN. Depozice DLC byla provedena na substrát s komerčním ITO před začátkem fotolitografie a leptána nejprve iontovým svazkem a následně reaktivním iontovým leptáním s využitím jedné litografie.

Po vytvoření vodivých motivů byla nadeponována 50nm vrstva AlN naprašování s dvěma iontovými zdroji a 3μm vrstva parylenu-C v systému od firmy SCS. Po nanesení fotorezistu AZ 1518 a fotolitografii byla vrstva parylenu-C leptána v kyslíkové plazmě a AlN bylo následně leptáno plazmou s využitím plynů BCl<sub>3</sub> a Cl<sub>2</sub>.

Pro ochranu čipů při řezání waferů byl na konci fotolitografických procesů nanesen na waferu fotorezist. Ukázka vyrobeného čipu je na obrázku 5.41.



Obrázek 5.41 Fotografie vyrobeného pMEA pod mikroskopem v procházejícím světle

### 5.3.2 Příprava čipů pro testování

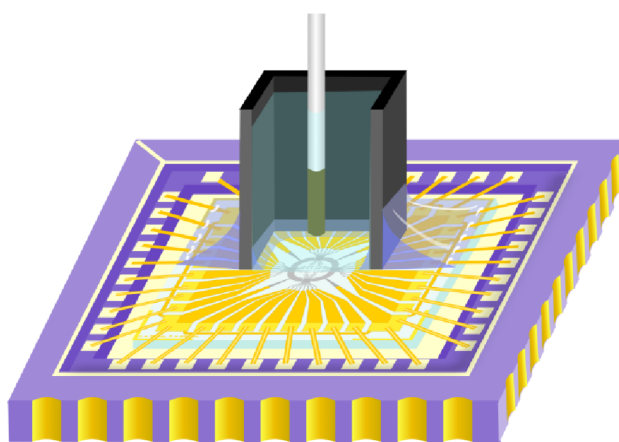
Před tím, než mohly být vyrobené pMEAs testovány, bylo nutné provést několik přípravných kroků. Nejprve byly nařezané čipy očištěny podle následujícího protokolu. Čip byl držen plastovou pinzetou a opláchnut stříčkou s acetonem pro odstranění hrubých nečistot. Opláchnutý čip byl pod sklonem opakovaně ponořován do kádinky s acetonem pro efektivnější odstranění fotorezistu. Pro rozpuštění zbytků fotorezistu byl čip ponechán v další kádince s čistým acetonem po dobu 5 minut. Pro dočištění od organických nečistot byl čip ponechán dalších 5 minut izopropylalkoholu. Čištění bylo dokončeno oplachem čistým izopropylalkoholem a následným osušením stlačeným vzduchem. Kvalita očištění čipů byla kontrolována mikroskopem v režimu odraženého světla.

Očištěné čipy byly upevněny do keramického pouzdra typu LCC s využitím malého množství roztaveného vosku. Kontaktovací plošky čipu byly elektricky spojeny s pouzdem pomocí wirebondingu. Pro wirebonding byla využita stanice TPT HB16 nastavená pro techniku wedgebonding s využitím zlatého drátku. U čipů využívajících jako materiál transparentních elektrod pouze ITO se vyskytly problémy s kontaktováním plošek, elektrické propojení plošek s pouzdem bylo provizorně provedeno s využitím drátků a vodivého lepidla EPO-TEK H21D.

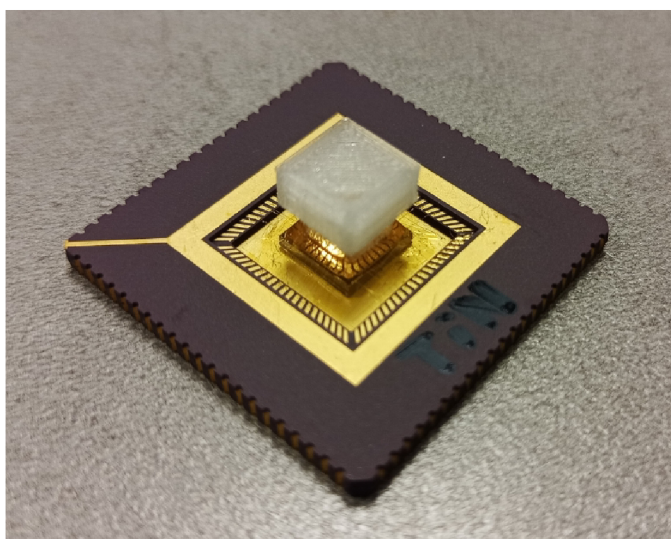
V posledním kroku byly k čipům připevněny nádoby pro elektrolyt nebo kultivační medium pro buňky. Nádoby a víčko byly vyrobeny 3D tiskem metodou extrudovaného filamentu (FFF) z polyethylterftalátu glykolu (PETG). Pro účely mikroskopických

pozorování byl využit tiskový filament Prusament PETG Clear. Vnitřní rozměry nádoby jsou  $\approx (3,3 \times 3,3)$  mm<sup>2</sup>, tloušťka stěny je  $\approx 0,45$  mm a výška nádoby je  $\approx 6$  mm. Nádoby byly k čipům připevněny manuálně nejprve nanesením malého množství polydimethylsiloxanu (PDMS) na dolní hranu nádoby a uložení na čip pomocí pinzety. PDMS byl následně částečně vytvrzen v peci při teplotě  $\approx 80$  °C. Pro zajištění vodotěsnosti a lepší spolehlivosti upevnění nádoby k čipu bylo okolí nádoby na čipu, včetně kontaktních plošek a drátkových propojů, zalito PDMS, které bylo v peci vytvrzeno na dostačující úroveň při teplotě  $\approx 80$  °C po dobu 30 minut.

Výsledky příprav pMEAs s ilustrací elektrochemického měření jsou ilustrovány na obrázku 5.42. Fotografie pMEA v keramickém pouzdře s nádobkou a víčkem je na obrázku 5.43.



Obrázek 5.42 Ilustrace řezu zapouzdřeného pMEA připraveného pro elektrochemická měření



Obrázek 5.43 Vyrobené pMEA uložené v keramickém LCC pouzdře s přilepenou nádobkou pro elektrolyt

## 5.4 Testování připravených pMEAs

U vyrobených pMEAs byly zjišťovány elektrochemické impedance mikroelektrod a bylo provedeno pozorování biologických vzorků na inverzním mikroskopu. Pro doplnění elektrochemické charakterizace mikroelektrod byla provedena měření cyklické voltametrie.

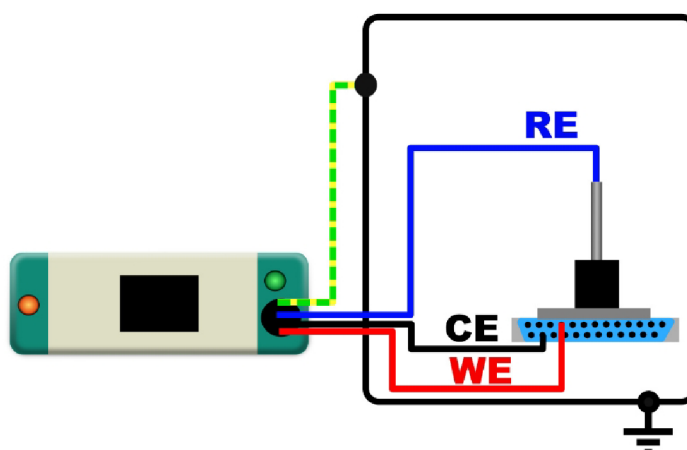
### 5.4.1 Elektrochemická charakterizace

Elektrochemická měření byla provedena s využitím potenciostatu Metrohm Autolab III. Pro měření byla využita referenční Ag/AgCl elektroda vytvořená elektrodepozicí AgCl z koncentrovaného roztoku KCl na stříbrný drátek. Měření byla prováděna ve stíněné komoře, jak je ilustrováno na obrázku 5.44.

Jako elektrolyt pro elektrochemická měření byl využit 100mM roztok KCl, který byl dávkován do nádoby pMEA pomocí automatické mikropipety. V případě mikroelektrod ze samostatného ITO bylo pMEA před pipetováním elektrolytu opláchnuto ethanolem.

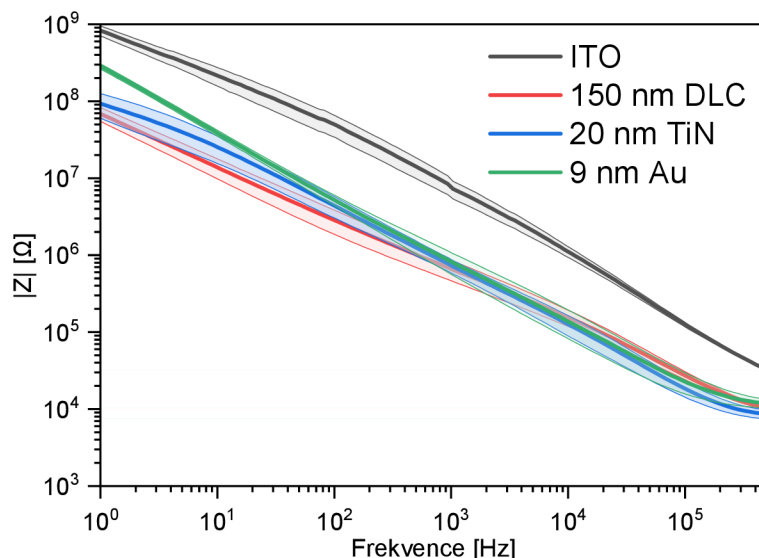
Procedura elektrochemických měření byla tvořena 5 cykly. Každý cyklus zahrnoval měření elektrochemické impedanční spektroskopie (EIS) a cyklickou voltametrii. EIS byla měřena na frekvenčním rozsahu 1 Hz až 500 kHz s logaritmickým rozmítáním frekvencí s 21 body na dekádu. Nejvyšší počáteční proudový rozsah pro 500 kHz byl nastaven na 10  $\mu\text{A}$  s následným automatickým přepínáním na nižší rozsahy. Cyklická voltametrie byla měřena na rozsahu (-0,3 +0,5) V a proudovém rozsahu 10 nA, s rychlostí 100  $\text{mV}\cdot\text{s}^{-1}$  a krokem 10 mV.

Pro vyhodnocení elektrochemických měření byla použita data z měření 4 mikroelektrod pro materiály Au, TiN a DLC. Pro samostatné ITO byly měřeny pouze 3 mikroelektrody z důvodu malé výtěžnosti propojování čipu s pouzdrem.

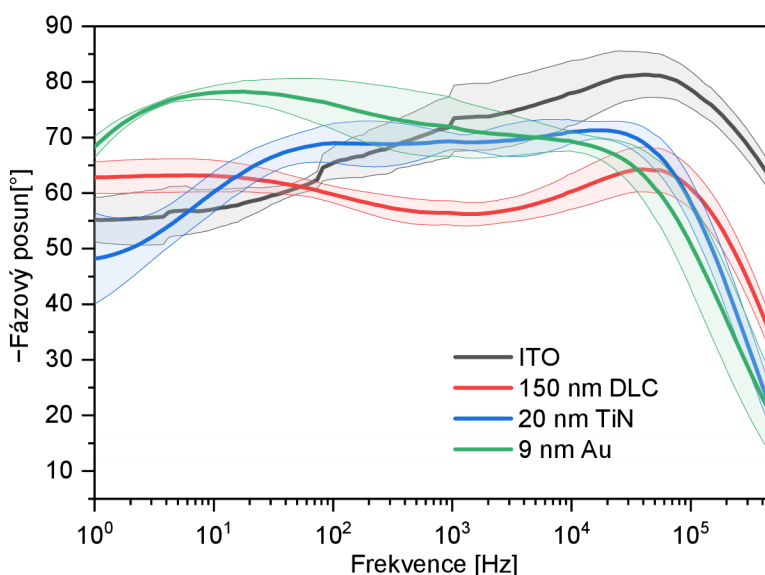


Obrázek 5.44 Znárodnění měřicí aparatury pro elektrochemickou charakterizaci

Z grafu 5.45 lze zhodnotit, že Au, TiN i DLC mikroelektrody mají podobnou impedanci, přičemž Au se liší na kmitočtech do 10 Hz, kde se výrazně méně projevuje paralelní odpor ke kapacitě dvojvrstvy. ITO mikroelektrody mají výrazně vyšší impedanci na celém frekvenčním rozsahu. Z grafu 5.46 lze také zhodnotit, že kapacita dvojvrstvy ITO elektrod je tak malá, že se sériový odpor elektrochemického systému plně neprojevuje ani na kmitočtu 500 kHz. Kapacity dvojvrstev lze lépe srovnat v grafu 5.47, kde hodnotu kapacity vrstvy lze odvodit od plochy pod křivkou. Pro Au, DLC a TiN byla zjištěna na frekvenci 1 kHz hodnota impedance ( $700 \pm 250$ ) k $\Omega$ .

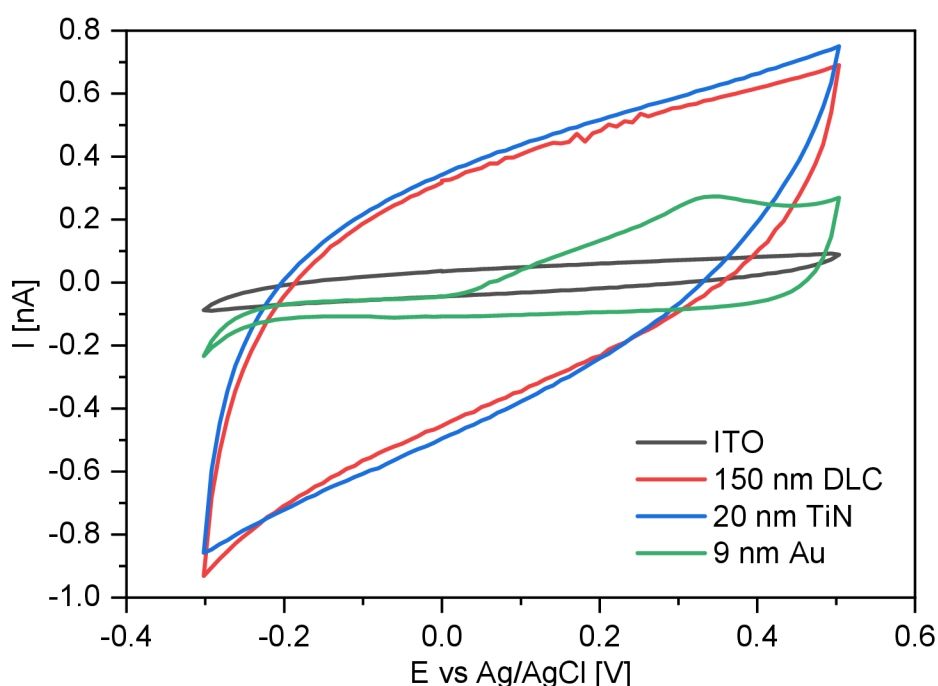


Obrázek 5.45 Statistické vyhodnocení výsledků elektrochemické impedanční spektroskopie – absolutní hodnota



Obrázek 5.46 Statistické vyhodnocení výsledků elektrochemické impedanční spektroskopie – fázový posun





Obrázek 5.47 Zprůměrované křivky ustálených cyklických voltamogramů

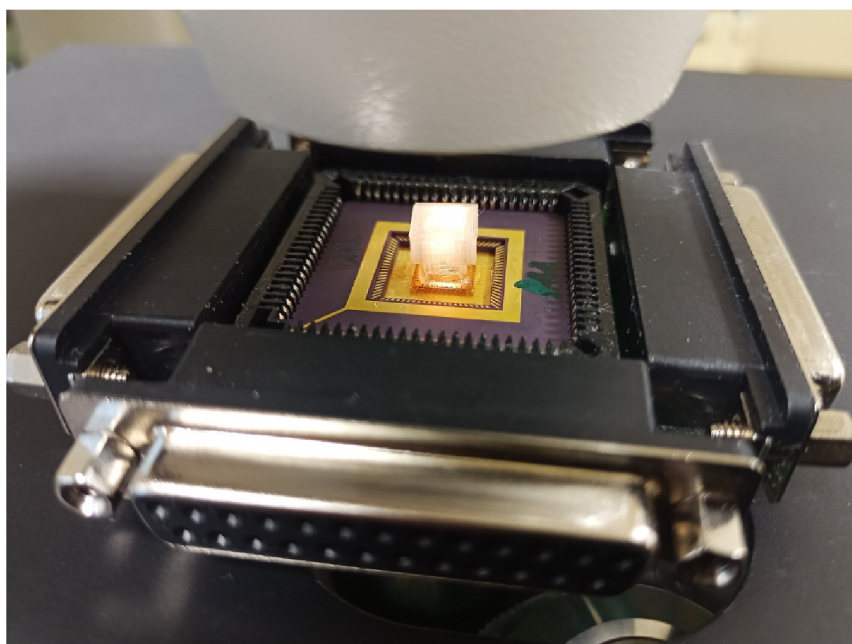
#### 5.4.2 Pozorování na inverzním mikroskopu

Pozorování byla provedena na inverzním mikroskopu typu Axiovert 200M od firmy Carl Zeiss, který je na obrázku 5.48. Pro pozorování byly připraveny vzorky s biologickým materiálem, zahrnující proteinový podpůrný materiál pro buňky, kardiomyocyty typu HL-1 a kultivační médium. Přípravu biologických vzorků zajistila doc. Mgr. Zdenka Fohlerová, Ph.D. Vzhledem k tomu, že víčko pro nádobku kultivačního média bylo vyrobeno z průhledného PETG filamentu, bylo možné provést pozorování na mikroelektrodevém poli i se zavřenou nádobkou, jak je na obrázku 5.49.

Pro názornější ukázkou pozorování na mikroelektrodevých v inverzním mikroskopu byla vytvořena na dolní straně substrátu pMEA fixou zelená značka. Část této značky, jakožto i zbytek spodní strany pMEA, je jasně vidět na obrázku 5.50A. Dále na obrázku 5.50B jsou vidět zaostřené semitransparentní mikroelektrody a mikropropoje. Na obrázku 5.50C je již pak vidět samotný biologický materiál, přičemž semitransparentní elektrody nijak výrazně neomezují pohled na biologický vzorek.

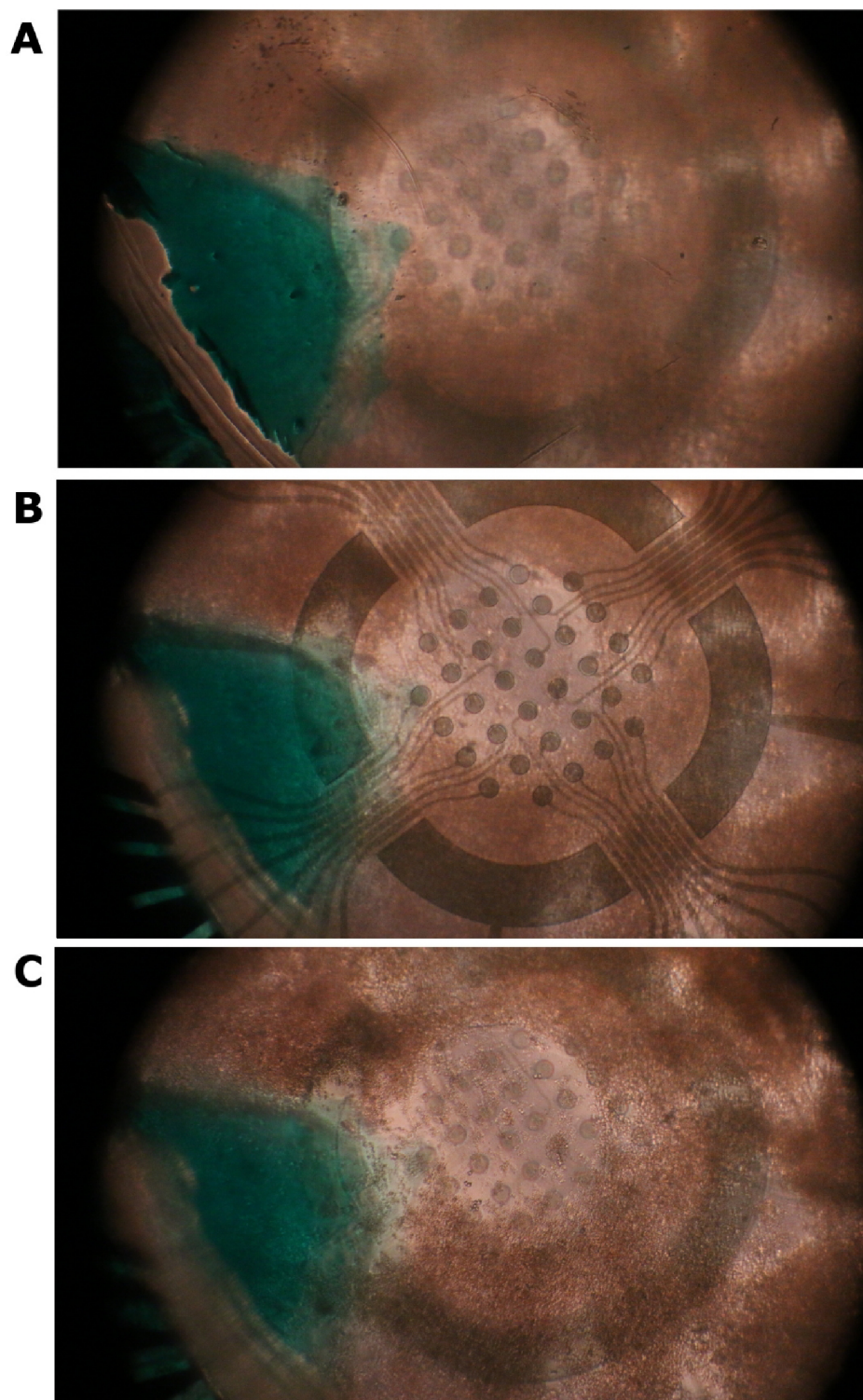


Obrázek 5.48 Inverzní mikroskop Zeiss Axiovert 200M



Obrázek 5.49 Pozorované mikroelektrodotvé pole v patici připraveno pro pozorování v inverzním mikroskopu, osvětlení shora zapnuto





Obrázek 5.50 Různé polohy zaostření na mikroelektrodotvé pole s biologickým materiálem. A) spodní strana substrátu, B) úroveň elektrod, C) srdeční buňky

## 6. ZÁVĚR

V teoretické části byly rozebrány elektrické buněčné signály a bioelektronická rozhraní s elektricky aktivními buňkami pro *in vivo* a *in vitro* aplikace. Dále byla rozebrána oblast transparentních a semitransparentních elektricky vodivých tenkovrstvých materiálů, zahrnující ultratenký nitrid titanitý (TiN), ultratenké vrstvy zlata, vrstvy na bázi uhlíku, vodivé oxidy a vodivé polymery. Popsány byly také metody charakterizace elektrických, optických, elektrochemických a strukturních vlastností tenkovrstvých materiálů. V praktické části poté byla provedena optimalizace výroby tenkých vrstev oxidu inditého dopovaného cínem (ITO), výzkum chemické a elektrochemické stability materiálové kombinace TiN-ITO a výroba a testování planárních mikroelektrodových polí s transparentními a semitransparentními elektrodami. Lze tedy zhodnotit, že cíle zadání byly splněny.

Při optimalizaci procesu magnetronového naprašování ITO byla vytvořena procedura pro depozici tenkých vrstev s dobrými elektrickými, optickými i strukturními parametry. Kvalita takto připravených vzorků byla srovnatelná s komerčně dostupnými vzorky. S využitím tohoto procesu bude možné deponovat vysoce elektricky vodivé transparentní vrstvy na substráty, jako jsou wafery z borosilikátového nebo křemenného skla pro mikroelektrodová pole nebo další aplikace.

V další části byly pomocí chemického namáhání v roztoku 100mM fosfátového pufru s 30 mM peroxidu vodíku při teplotě 60 °C a elektrochemického namáhání pomocí cyklické voltametrie v rozsahu potenciálů (-0,7 +0,7) V vs Ag/AgCl testovány tenké vrstvy vzorků TiN-ITO. Bylo zjištěno, že zejména vlivem chemického namáhání došlo k poškození horní vrstvy TiN, vzorek však zůstal i poté elektrochemicky odolný. Mechanismus poškození vrstvy TiN ani následná elektrochemická odolnost nebyly vysvětleny. Může být tak předmětem pokračujícího výzkumu.

V posledních částech byla popsána výroba transparentních a semitransparentních mikroelektrodových polí, pro které byla využita mimo jiné také tenká vrstva diamantu podobných uhlíkových vrstev (DLC). Tato mikroelektrodová pole byla dále připravena pro elektrochemickou charakterizaci a pozorování buněk na inverzním mikroskopu. Elektrochemická charakterizace ukázala zajímavé vlastnosti DLC a potenciál pro další výzkum.

## LITERATURA

- [1] HEER, Flavio. *CMOS-based microelectrode array for communication with electrogenic cells*. Online, Dizertační práce, vedoucí Andreas Hierlemann. Place Zürich: Physical Electronics Laboratory, PEL, Swiss Federal Institute of Technology (ETH) Zürich, 2005. Dostupné z: <https://www.research-collection.ethz.ch/bitstream/handle/20.500.11850/149093/eth-28441-02.pdf>. [cit. 2024-05-14].
- [2] ESCH, Jim. Prolog to "Growing Cells Atop Microelectronic Chips: Interfacing Electrogenic Cells In Vitro With CMOS-Based Microelectrode Arrays." Online. *Proceedings of the IEEE*. 2011, roč. 99, č. 2, s. 249-251. ISSN 0018-9219. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/JPROC.2010.2090993>. [cit. 2024-05-14].
- [3] JEONG, Hee Soo; HWANG, Seoyoung; MIN, Kyou Sik a JUN, Sang Beom. Fabrication of Planar Microelectrode Array Using Laser-Patterned ITO and SU-8. Online. *Micromachines*. 2021, roč. 12, č. 11. ISSN 2072-666X. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/mi12111347>. [cit. 2023-12-10].
- [4] HATSOPOULOS, Nicholas G. a DONOGHUE, John P. The Science of Neural Interface Systems. Online. *Annual Review of Neuroscience*. 2009, roč. 32, č. 1, s. 249-266. ISSN 0147-006X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.051508.135241>. [cit. 2023-11-07].
- [5] KIM, Sumin; KWON, Yong Won; SEO, Hunkyu; CHUNG, Won Gi; KIM, Enji et al. Materials and Structural Designs for Neural Interfaces. Online. *ACS Applied Electronic Materials*. 2023, roč. 5, č. 4, s. 1926-1946. ISSN 2637-6113. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsaelm.2c01608>. [cit. 2023-11-07].
- [6] VALERIANI, Davide; SANTORO, Francesca a IENCA, Marcello. The present and future of neural interfaces. Online. *Frontiers in Neurorobotics*. 2022, roč. 16. ISSN 1662-5218. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fnbot.2022.953968>. [cit. 2023-11-07].
- [7] ZHANG, Milin; TANG, Zijian; LIU, Xilin a VAN DER SPIEGEL, Jan. Electronic neural interfaces. Online. *Nature Electronics*. 2020, roč. 3, č. 4, s. 191-200. ISSN 2520-1131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41928-020-0390-3>. [cit. 2023-11-07].
- [8] MILLÁN, José del R.; FERREZ, Pierre W.; BUTTFIELD, Anna a MENON, Carlo. Non Invasive Brain-Machine Interfaces: Final Report. Online. In: *ESA Ariadna Study*. 2006, s. 4. Dostupné z: [https://www.esa.int/gsp/ACT/doc/ARI/ARI%20Study%20Report/ACT-RPT-BIO-ARI-056402-Non\\_invasive\\_brain-machine\\_interfaces\\_-\\_Martigny\\_IDIAP.pdf](https://www.esa.int/gsp/ACT/doc/ARI/ARI%20Study%20Report/ACT-RPT-BIO-ARI-056402-Non_invasive_brain-machine_interfaces_-_Martigny_IDIAP.pdf). [cit. 2023-11-08].
- [9] SAFI-HARB, Mouna; PROULX, Sébastien; VON ELLENRIEDER, Nicolas a GOTMAN, Jean. Advantages and disadvantages of a fast fMRI sequence in the context of EEG-fMRI investigation of epilepsy patients: A realistic simulation study. Online. *NeuroImage*. 2015, roč. 119, s. 20-32. ISSN 10538119. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.06.039>. [cit. 2023-11-08].
- [10] BUZSÁKI, György; ANASTASSIOU, Costas A. a KOCH, Christof. The origin of extracellular fields and currents — EEG, ECoG, LFP and spikes. Online. *Nature Reviews Neuroscience*. 2012, roč. 13, č. 6, s. 407-420. ISSN 1471-003X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/nrn3241>. [cit. 2023-11-08].
- [11] YANG, Zhi-xiang a CHEN, Bin-qiang. An effective sparsity evaluation criterion for power-line interference suppression of EEG signal. Online. *Frontiers in*

- Neuroscience*. 2022, roč. 16. ISSN 1662-453X. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fnins.2022.984471>. [cit. 2023-11-08].
- [12] YILMAZ, Gizem; UNGAN, Pekcan; SEBIK, Oguz; UGINČIUS, Paulius a TÜRKER, Kemal S. Interference of tonic muscle activity on the EEG: a single motor unit study. Online. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2014, roč. 8. ISSN 1662-5161. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00504>. [cit. 2023-11-08].
- [13] ALBERTS, B; JOHNSON, A a LEWIS, J. Ion Channels and the Electrical Properties of Membranes. Online. In: *Molecular Biology of the Cell*. 4th edition. Garland Science, 2002. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK26910/>. [cit. 2023-11-09].
- [14] CHEN, Isaac a LUI, Forshing. Neuroanatomy, Neuron Action Potential. Online. In: . StatPearls Publishing. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546639/>. [cit. 2023-11-09].
- [15] VERMA, Parul; KIENLE, Achim; FLOCKERZI, Dietrich a RAMKRISHNA, Doraiswami. Using Bifurcation Theory for Exploring Pain. Online. 2020, roč. 59, č. 6, s. 2524-2535. ISSN 0888-5885. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acs.iecr.9b04495>. [cit. 2023-11-10].
- [16] BOHLEN, Ben a BRUGADA, Pedro. Patient specific long QT syndrome type 3 cardiomyocytes can be used for clinical drug safety assessments. Online. *38th BSC Annual Congress ; Conference date: 07-02-2019 Through 08-02-2019*. 2019, č. 74, article S1, s. 56. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/330351147>. [cit. 2024-05-13].
- [17] LU, Zhe. Mechanism of Rectification in Inward-Rectifier K Channels. Online. *Annual Review of Physiology*. 2004, roč. 66, č. 1, s. 103-129. ISSN 0066-4278. Dostupné z: <https://doi.org/10.1146/annurev.physiol.66.032102.150822>. [cit. 2024-05-14].
- [18] LOPATIN, Anatoli N. a NICHOLS, Colin G. Inward Rectifier K Channels. Online. *Encyclopedia of Molecular Pharmacology*. 2008, s. 653-657. ISBN 978-3-540-38916-3. Dostupné z: [https://doi.org/10.1007/978-3-540-38918-7\\_84](https://doi.org/10.1007/978-3-540-38918-7_84). [cit. 2024-05-14].
- [19] FERIDOONI, Hiran A.; DIBB, Katharine M. a HOWLETT, Susan E. How cardiomyocyte excitation, calcium release and contraction become altered with age. Online. *Journal of Molecular and Cellular Cardiology*. 2015, roč. 83, s. 62-72. ISSN 00222828. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.yjmcc.2014.12.004>. [cit. 2024-05-14].
- [20] BETTS, J. Gordon; YOUNG, Kelly A.; WISE, James A.; JOHNSON, Eddie; POE, Brandon et al. *Anatomy and Physiology 2e*. Online. Houston, Texas: OpenStax, 2022. ISBN 978-1-951693-42-8. Dostupné z: [https://assets.openstax.org/oscms-prodcm5/media/documents/Anatomy\\_and\\_Physiology\\_2e\\_-\\_WEB\\_c9nD9QL.pdf](https://assets.openstax.org/oscms-prodcm5/media/documents/Anatomy_and_Physiology_2e_-_WEB_c9nD9QL.pdf). [cit. 2024-05-10].
- [21] State-of-the-Art Microwire Array Design for Chronic Neural Recordings in Behaving Animals. Online. In: *Methods for Neural Ensemble Recordings*. 2nd edition. Taylor & Francis Group, 2008. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK3901/>. [cit. 2023-11-21].
- [22] SZOSTAK, Katarzyna M.; GRAND, Laszlo a CONSTANDINOU, Timothy G. Neural Interfaces for Intracortical Recording: Requirements, Fabrication Methods, and Characteristics. Online. *Frontiers in Neuroscience*. 2017, roč. 11. ISSN 1662-453X. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00665>. [cit. 2023-11-21].

- [23] KIM, Geon; KIM, Kanghyun; LEE, Eunji; AN, Taechang; CHOI, WooSeok et al. Recent Progress on Microelectrodes in Neural Interfaces. Online. *Materials*. 2018, roč. 11, č. 10. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma11101995>. [cit. 2023-11-21].
- [24] OBAID, Abdulmalik; HANNA, Mina-Elraheb; WU, Yu-Wei; KOLLO, Mihaly; RACZ, Romeo et al. Massively parallel microwire arrays integrated with CMOS chips for neural recording. Online. *Science Advances*. 2020, roč. 6, č. 12. ISSN 2375-2548. Dostupné z: <https://doi.org/10.1126/sciadv.aay2789>. [cit. 2023-11-21].
- [25] *Microwire Array - MWA*. Online. In: Microprobes for Life Science. Dostupné z: <https://microprobes.com/products/multichannel-arrays/mwa/mwa-std>. [cit. 2023-11-21].
- [26] ZHAO, Ruoyu; LIU, Xin; LU, Yichen; REN, Chi; MEHRSA, Armaghan et al. 3D Expandable Microwire Electrode Arrays Made of Programmable Shape Memory Materials. Online. *2018 IEEE International Electron Devices Meeting (IEDM)*. 2018, s. 29.2.1-29.2.4. ISBN 978-1-7281-1987-8. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/IEDM.2018.8614549>. [cit. 2023-11-21].
- [27] KRÜGER, Jürgen. Seven years of recording from monkey cortex with a chronically implanted multiple microelectrode. Online. *Frontiers in Neuroengineering*. 2010. ISSN 16626443. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fneng.2010.00006>. [cit. 2023-11-21].
- [28] LUO, Jiahui; XUE, Ning a CHEN, Jiamin. A Review: Research Progress of Neural Probes for Brain Research and Brain-Computer Interface. Online. *Biosensors*. 2022, roč. 12, č. 12. ISSN 2079-6374. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/bios12121167>. [cit. 2023-11-28].
- [29] MCALPINE, Kate. *The Michigan Probe: Changing the Course of Brain Research*. Online. University of Michigan Electrical Engineering and Computer Science Department. 2016. Dostupné z: <https://ece.engin.umich.edu/stories/the-michigan-probe-changing-the-course-of-brain-research>. [cit. 2023-11-28].
- [30] ZHANG, Bingjie; DENG, Chunshan; CAI, Chunzhi a LI, Xiaojian. In Vivo Neural Interfaces—From Small- to Large-Scale Recording. Online. *Frontiers in Nanotechnology*. 2022, roč. 4. ISSN 2673-3013. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fnano.2022.885411>. [cit. 2023-11-28].
- [31] SERVICK, Kelly. Slender, neuron-size probes aim for better recordings of brain's electrical chatter. Online. *Science*. 2019. ISSN 0036-8075. Dostupné z: <https://doi.org/10.1126/science.aax8848>. [cit. 2023-11-28].
- [32] CHOI, Jong-ryul; KIM, Seong-Min; RYU, Rae-Hyung; KIM, Sung-Phil a SOHN, Jeong-woo. Implantable Neural Probes for Brain-Machine Interfaces ? Current Developments and Future Prospects. Online. *Experimental Neurobiology*. 2018, roč. 27, č. 6, s. 453-471. ISSN 1226-2560. Dostupné z: <https://doi.org/10.5607/en.2018.27.6.453>. [cit. 2023-11-28].
- [33] NAJAFI, K.; WISE, K.D. a MOCHIZUKI, T. A high-yield IC-compatible multichannel recording array. Online. *IEEE Transactions on Electron Devices*. 1985, roč. 32, č. 7, s. 1206-1211. ISSN 0018-9383. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/T-ED.1985.22102>. [cit. 2023-11-28].
- [34] NORLIN, Peter; KINDLUNDH, Maria; MOUROUX, Alette; YOSHIDA, Ken a HOFMANN, Ulrich G. A 32-site neural recording probe fabricated by DRIE of SOI substrates. Online. *Journal of Micromechanics and Microengineering*. Roč. 12, č. 4, s. 414-419. ISSN 09601317. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/0960-1317/12/4/312>. [cit. 2023-11-28].

- [35] CAMPBELL, P.K.; JONES, K.E.; HUBER, R.J.; HORCH, K.W. a NORMANN, R.A. A silicon-based, three-dimensional neural interface: manufacturing processes for an intracortical electrode array. Online. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Roč. 38, č. 8, s. 758-768. ISSN 00189294. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/10.83588>. [cit. 2023-11-28].
- [36] NORMANN, R.A.; CAMPBELL, P.K. a JONES, K.E. Micromachined, silicon based electrode arrays for electrical stimulation of or recording from cerebral cortex. Online. [1991] *Proceedings. IEEE Micro Electro Mechanical Systems*. 1991, s. 247-252. ISBN 0-87942-641-1. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/MEMSYS.1991.114805>. [cit. 2023-11-28].
- [37] BHANDARI, R.; NEGI, S.; RIETH, L.; NORMANN, R.A. a SOLZBACHER, F. A novel method of fabricating convoluted shaped electrode arrays for neural and retinal prostheses. Online. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2008, roč. 145-146, s. 123-130. ISSN 09244247. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2007.10.072>. [cit. 2023-11-28].
- [38] BRANNER, Almut; STEIN, Richard B. a NORMANN, Richard A. Selective Stimulation of Cat Sciatic Nerve Using an Array of Varying-Length Microelectrodes. Online. *Journal of Neurophysiology*. 2001, roč. 85, č. 4, s. 1585-1594. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.4.1585>. [cit. 2023-11-29].
- [39] XIE, Xianzong; RIETH, Loren; CARDWELL, Ryan; SHARMA, Rohit; YOO, Je-Min et al. Bi-layer encapsulation of utah array based neural interfaces by atomic layer deposited Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> and parylene C. Online. 2013, s. 1267-1270. ISBN 978-1-4673-5983-2. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/Transducers.2013.6627006>. [cit. 2023-11-29].
- [40] ALAHI, Md Eshrat E.; LIU, Yonghong; XU, Zhen; WANG, Hao; WU, Tianzhun et al. Recent advancement of electrocorticography (ECoG) electrodes for chronic neural recording/stimulation. Online. *Materials Today Communications*. 2021, roč. 29. ISSN 23524928. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2021.102853>. [cit. 2023-12-03].
- [41] YAN, Tianfang; KAMEDA, Seiji; SUZUKI, Katsuyoshi; KAIJU, Taro; INOUE, Masato et al. Minimal Tissue Reaction after Chronic Subdural Electrode Implantation for Fully Implantable Brain-Machine Interfaces. Online. *Sensors*. 2021, roč. 21, č. 1. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s21010178>. [cit. 2023-12-03].
- [42] SZOSTAK, Katarzyna M.; GRAND, Laszlo a CONSTANDINOU, Timothy G. Neural Interfaces for Intracortical Recording: Requirements, Fabrication Methods, and Characteristics. Online. *Frontiers in Neuroscience*. 2017, roč. 11. ISSN 1662-453X. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00665>. [cit. 2023-12-03].
- [43] SCHALK, Gerwin a LEUTHARDT, Eric C. Brain-Computer Interfaces Using Electrocorticographic Signals. Online. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. 2011, roč. 4, s. 140-154. ISSN 1937-3333. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/RBME.2011.2172408>. [cit. 2023-12-03].
- [44] WANG, Xi; GKOGKIDIS, C Alexis; ILJINA, Olga; FIEDERER, Lukas D J; HENLE, Christian et al. Mapping the fine structure of cortical activity with different micro-ECoG electrode array geometries. Online. *Journal of Neural Engineering*. 2017, roč. 14, č. 5. ISSN 1741-2560. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aa785e>. [cit. 2023-12-03].
- [45] WANG, W.; DEGENHART, A.D.; COLLINGER, J.L.; VINJAMURI, R.; SUDRE, G.P. et al. Human motor cortical activity recorded with Micro-ECoG electrodes, during individual finger movements. Online. *2009 Annual*



- International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2009, s. 586-589. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333704>. [cit. 2023-12-03].
- [46] FEKETE, Z.; ZÁTONYI, A.; KASZÁS, A.; MADARÁSZ, M. a SLÉZIA, A. Transparent neural interfaces: challenges and solutions of microengineered multimodal implants designed to measure intact neuronal populations using high-resolution electrophysiology and microscopy simultaneously. Online. 2023, roč. 9, č. 1. ISSN 2055-7434. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41378-023-00519-x>. [cit. 2023-12-03].
- [47] SCHANDER, Andreas; STROKOV, Serge; STEMMANN, Heiko; TEBMANN, Tobias; KREITER, Andreas K. et al. A Flexible 202-Channel Epidural ECoG Array With PEDOT: PSS Coated Electrodes for Chronic Recording of the Visual Cortex. Online. *IEEE Sensors Journal*. 2019, roč. 19, č. 3, s. 820-825. ISSN 1530-437X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2880833>. [cit. 2023-12-03].
- [48] MUSK, Elon. An Integrated Brain-Machine Interface Platform With Thousands of Channels. Online. *Journal of Medical Internet Research*. 2019, roč. 21, č. 10. ISSN 1438-8871. Dostupné z: <https://doi.org/10.2196/16194>. [cit. 2023-12-03].
- [49] PISARCHIK, Alexander N; MAKSIMENKO, Vladimir A a HRAMOV, Alexander E. From Novel Technology to Novel Applications: Comment on “An Integrated Brain-Machine Interface Platform With Thousands of Channels” by Elon Musk and Neuralink. Online. *Journal of Medical Internet Research*. 2019, roč. 21, č. 10. ISSN 1438-8871. Dostupné z: <https://doi.org/10.2196/16356>. [cit. 2023-12-03].
- [50] LIU, Ming-Gang; CHEN, Xue-Feng; HE, Ting; LI, Zhen a CHEN, Jun. Use of multi-electrode array recordings in studies of network synaptic plasticity in both time and space. Online. *Neuroscience Bulletin*. 2012, roč. 28, č. 4, s. 409-422. ISSN 1673-7067. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s12264-012-1251-5>. [cit. 2023-12-10].
- [51] KHRAICHE, Massoud L. a EL HASSAN, Rima. Advances in three-dimensional nanostructures for intracellular recordings from electrogenic cells. Online. *Journal of Science: Advanced Materials and Devices*. 2020, roč. 5, č. 3, s. 279-294. ISSN 24682179. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jsamd.2020.07.003>. [cit. 2023-12-10].
- [52] MORIN, Fabrice O.; TAKAMURA, Yuzuru a TAMIYA, Eiichi. Investigating neuronal activity with planar microelectrode arrays: achievements and new perspectives. Online. *Journal of Bioscience and Bioengineering*. 2005, roč. 100, č. 2, s. 131-143. ISSN 13891723. Dostupné z: <https://doi.org/10.1263/jbb.100.131>. [cit. 2023-12-10].
- [53] *MED Probe for Basic / Plex System*. Online. In: Alpha MED Scientific Inc. Dostupné z: [https://www.med64.com/wp-content/uploads/2015/09/MED\\_Probe\\_Electrode\\_zoom\\_lrg.jpg](https://www.med64.com/wp-content/uploads/2015/09/MED_Probe_Electrode_zoom_lrg.jpg). [cit. 2023-12-10].
- [54] KOKLU, Anil; ATMARAMANI, Rahul; HAMMACK, Audrey; BESKOK, Ali; PANCRAZIO, Joseph J et al. Gold nanostructure microelectrode arrays for in vitro recording and stimulation from neuronal networks. Online. *Nanotechnology*. 2019, roč. 30, č. 23. ISSN 0957-4484. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1361-6528/ab07cd>. [cit. 2023-12-10].
- [55] LIU, Ren; CHEN, Renjie; ELTHAKEB, Ahmed T.; LEE, Sang Heon; HINCKLEY, Sandy et al. High Density Individually Addressable Nanowire Arrays Record Intracellular Activity from Primary Rodent and Human Stem Cell Derived Neurons. Online. *Nano Letters*. 2017, roč. 17, č. 5, s. 2757-2764. ISSN

- 1530-6984. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acs.nanolett.6b04752>. [cit. 2023-12-10].
- [56] PODEŠVA, Pavel; GABLECH, Imrich a NEUŽIL, Pavel. Nanostructured Gold Microelectrode Array for Ultrasensitive Detection of Heavy Metal Contamination. Online. *Analytical Chemistry*. 2018, roč. 90, č. 2, s. 1161-1167. ISSN 0003-2700. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acs.analchem.7b03725>. [cit. 2024-05-16].
- [57] YUAN, X.; KIM, S.; JUYON, J.; D'URBINO, M.; BULLMANN, T. et al. A microelectrode array with 8,640 electrodes enabling simultaneous full-frame readout at 6.5 kfps and 112-channel switch-matrix readout at 20 kS/s. Online. *2016 IEEE Symposium on VLSI Circuits (VLSI-Circuits)*. 2016, s. 1-2. ISBN 978-1-5090-0635-9. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/VLSIC.2016.7573558>. [cit. 2023-12-12].
- [58] BALLINI, Marco; MULLER, Jan; LIVI, Paolo; YIHUI CHEN; FREY, Urs et al. A 1024-Channel CMOS Microelectrode Array With 26,400 Electrodes for Recording and Stimulation of Electrogenic Cells In Vitro. Online. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*. 2014, roč. 49, č. 11, s. 2705-2719. ISSN 0018-9200. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/JSSC.2014.2359219>. [cit. 2023-12-12].
- [59] WU, Qirui; LIU, Jinfeng; WANG, Xiaohong; FENG, Lingyan; WU, Jinbo et al. Organ-on-a-chip: recent breakthroughs and future prospects. Online. *BioMedical Engineering OnLine*. 2020, roč. 19, č. 1. ISSN 1475-925X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12938-020-0752-0>. [cit. 2024-05-14].
- [60] JURÁNEK, Dominik. *Mikrofluidní systémy v křemikové technologii*. Online, Diplomová práce, vedoucí Imrich Gablech. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav mikroelektroniky, 2022. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/142448>. [cit. 2024-05-14].
- [61] SINGH, Deepanmol; MATHUR, Ashish; ARORA, Smriti; ROY, Souradeep a MAHINDROO, Neeraj. Journey of organ on a chip technology and its role in future healthcare scenario. Online. *Applied Surface Science Advances*. 2022, roč. 9. ISSN 26665239. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.apsadv.2022.100246>. [cit. 2024-05-14].
- [62] KAŁUŻNA, Ewelina; NADEL, Agnieszka; ZIMNA, Agnieszka; ROZWADOWSKA, Natalia a KOLANOWSKI, Tomasz. Modeling the human heart ex vivo—current possibilities and strive for future applications. Online. *Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine*. 2022, roč. 16, č. 10, s. 853-874. ISSN 1932-6254. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/term.3335>. [cit. 2024-05-14].
- [63] PARKER, Kevin. *Heart-on-a-chip: he Harvard heart-on-a-chip that can be used to model Barth Syndrome, a rare disorder that affects heart tissue*. Online. In: NATIONAL CENTER FOR ADVANCING TRANSLATIONAL SCIENCES. Dostupné z: <https://www.flickr.com/photos/64860478@N05/27460056037/>. [cit. 2024-05-14].
- [64] TAJEDDIN, Alireza a MUSTAFAOGLU, Nur. Design and Fabrication of Organ-on-Chips: Promises and Challenges. Online. *Micromachines*. 2021, roč. 12, č. 12. ISSN 2072-666X. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/mi12121443>. [cit. 2024-05-14].
- [65] PARKER, Kevin. *A heart-on-a-chip as compared to a dime*. Online. In: NATIONAL CENTER FOR ADVANCING TRANSLATIONAL SCIENCES. 2018. Dostupné z: <https://www.flickr.com/photos/64860478@N05/27460763017/in/photostream/>. [cit. 2024-05-13].



- [66] MOUTAUX, Eve; CHARLOT, Benoit; GENOUX, Aurélie; SAUDOU, Frédéric a CAZORLA, Maxime. An integrated microfluidic/microelectrode array for the study of activity-dependent intracellular dynamics in neuronal networks. Online. *Lab on a Chip*. 2018, roč. 18, č. 22, s. 3425-3435. ISSN 1473-0197. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/C8LC00694F>. [cit. 2024-05-14].
- [67] *Brain-on-a-chip device for the reconstruction and monitoring of neural networks in vitro*. Online. In: Institut de Neurosciences de la Timone. Dostupné z: <https://wp.int.univ-amu.fr/wp-content/uploads/2022/03/2017-07-Micro-MEA-10-cropped-1536x1026.jpg>. [cit. 2024-05-13].
- [68] LIU, Haitao; BOLONDURO, Olurotimi A.; HU, Ning; JU, Jie; RAO, Akshita A. et al. Heart-on-a-Chip Model with Integrated Extra- and Intracellular Bioelectronics for Monitoring Cardiac Electrophysiology under Acute Hypoxia. Online. *Nano Letters*. 2020, roč. 20, č. 4, s. 2585-2593. ISSN 1530-6984. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acs.nanolett.0c00076>. [cit. 2024-05-13].
- [69] YUK, Hyunwoo; LU, Baoyang a ZHAO, Xuanhe. Hydrogel bioelectronics. Online. *Chemical Society Reviews*. 2019, roč. 48, č. 6, s. 1642-1667. ISSN 0306-0012. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/C8CS00595H>. [cit. 2023-12-19].
- [70] LIANG, Suzhe; SCHWARTZKOPF, Matthias; ROTH, Stephan V. a MÜLLER-BUSCHBAUM, Peter. State of the art of ultra-thin gold layers: formation fundamentals and applications. Online. *Nanoscale Advances*. 2022, roč. 4, č. 12, s. 2533-2560. ISSN 2516-0230. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/D2NA00127F>. [cit. 2023-12-19].
- [71] KOSSOY, Anna; MERK, Virginia; SIMAKOV, Denis; LEOSSON, Kristjan; KÉNA-COHEN, Stéphane et al. Optical and Structural Properties of Ultra-thin Gold Films. Online. *Advanced Optical Materials*. 2015, roč. 3, č. 1, s. 71-77. ISSN 2195-1071. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adom.201400345>. [cit. 2023-12-19].
- [72] LEOSSON, Kristjan; INGASON, Arni S.; AGNARSSON, Bjorn; KOSSOY, Anna; OLAFSSON, Sveinn et al. Ultra-thin gold films on transparent polymers. Online. *Nanophotonics*. 2013, roč. 2, č. 1, s. 3-11. ISSN 2192-8614. Dostupné z: <https://doi.org/10.1515/nanoph-2012-0030>. [cit. 2023-12-19].
- [73] VOLKOV, V S; YAKUBOVSKY, D I; STEBUNOV, Y V; KIRTAEV, R V; ERMOLAEV, G A et al. Ultra-thin gold films: towards 2D metals for photonic and optoelectronic applications. Online. *Journal of Physics: Conference Series*. 2020, roč. 1461, č. 1. ISSN 1742-6588. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1461/1/012184>. [cit. 2023-12-19].
- [74] WILKEN, Sebastian; HOFFMANN, Thomas; VON HAUFF, Elizabeth; BORCHERT, Holger a PARISI, Jürgen. ITO-free inverted polymer/fullerene solar cells: Interface effects and comparison of different semi-transparent front contacts. Online. *Solar Energy Materials and Solar Cells*. 2012, roč. 96, s. 141-147. ISSN 09270248. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.solmat.2011.09.044>. [cit. 2023-12-19].
- [75] MAURER, Johannes H. M.; GONZÁLEZ-GARCÍA, Lola; REISER, Beate; KANELIDIS, Ioannis a KRAUS, Tobias. Templated Self-Assembly of Ultrathin Gold Nanowires by Nanoimprinting for Transparent Flexible Electronics. Online. *Nano Letters*. 2016, roč. 16, č. 5, s. 2921-2925. ISSN 1530-6984. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acs.nanolett.5b04319>. [cit. 2023-12-19].
- [76] LI, Zeping; WANG, Geng; LI, Zhongming; CHENG, Zhengze; ZHOU, Guopeng et al. Flexible Transparent Electrodes Based on Gold Nanomeshes. Online. *Nanoscale Research Letters*. 2019, roč. 14, č. 1. ISSN 1931-7573. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s11671-019-2973-3>. [cit. 2023-12-19].

- [77] HUANG, Siya; LIU, Yuan; ZHAO, Yue; REN, Zhifeng a GUO, Chuan Fei. Flexible Electronics: Stretchable Electrodes and Their Future. Online. *Advanced Functional Materials*. 2019, roč. 29, č. 6. ISSN 1616-301X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adfm.201805924>. [cit. 2023-12-19].
- [78] GABLECH, Imrich; MIGLIACCIO, Ludovico; BRODSKÝ, Jan; HAVLÍČEK, Marek; PODEŠVA, Pavel et al. High  $\square$  Conductivity Stoichiometric Titanium Nitride for Bioelectronics. Online. *Advanced Electronic Materials*. 2023, roč. 9, č. 4. ISSN 2199-160X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/aelm.202200980>. [cit. 2023-12-29].
- [79] JARUŠEK, Jaromír. *Naprašování nitridových vrstev pro bioelektronické aplikace pomocí Kaufmanova iontového zdroje*. Online, Bakalářská práce, vedoucí Imrich Gablech. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav mikroelektroniky, 2022. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/142495>. [cit. 2023-12-29].
- [80] PATSALAS, P.; KALFAGIANNIS, N.; KASSAVETIS, S.; ABADIAS, G.; BELLAS, D.V. et al. Conductive nitrides: Growth principles, optical and electronic properties, and their perspectives in photonics and plasmonics. Online. *Materials Science and Engineering: R: Reports*. 2018, roč. 123, s. 1-55. ISSN 0927796X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.mser.2017.11.001>. [cit. 2023-12-29].
- [81] KIUCHI, Masato a CHAYAHARA, Akiyoshi. Titanium nitride for transparent conductors. Online. *Applied Physics Letters*. 1994, roč. 64, č. 8, s. 1048-1049. ISSN 0003-6951. Dostupné z: <https://doi.org/10.1063/1.110966>. [cit. 2023-12-29].
- [82] HULTMAN, L.; BARNETT, S.A.; SUNDGREN, J.-E. a GREENE, J.E. Growth of epitaxial TiN films deposited on MgO(100) by reactive magnetron sputtering: The role of low-energy ion irradiation during deposition. Online. *Journal of Crystal Growth*. 1988, roč. 92, č. 3-4, s. 639-656. ISSN 00220248. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0022-0248\(88\)90048-6](https://doi.org/10.1016/0022-0248(88)90048-6). [cit. 2023-12-29].
- [83] HO, I Hong; CHANG, Ching-Wen; CHEN, Yen-Lin; CHANG, Wan-Yu; KUO, Ting-Jui et al. Ultrathin TiN Epitaxial Films as Transparent Conductive Electrodes. Online. 2022, roč. 14, č. 14, s. 16839-16845. ISSN 1944-8244. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsami.2c00508>. [cit. 2023-12-29].
- [84] HO, I Hong; CHANG, Ching-Wen; CHEN, Yen-Lin; CHANG, Wan-Yu; KUO, Ting-Jui et al. Ultrathin TiN Epitaxial Films as Transparent Conductive Electrodes: Supporting Information. Online. 2022, roč. 14, č. 14, s. 5. ISSN 1944-8244. Dostupné z: [https://pubs.acs.org/doi/suppl/10.1021/acsami.2c00508/suppl\\_file/am2c00508\\_si\\_001.pdf](https://pubs.acs.org/doi/suppl/10.1021/acsami.2c00508/suppl_file/am2c00508_si_001.pdf). [cit. 2023-12-29].
- [85] BRAMINI, Mattia; ALBERINI, Giulio; COLOMBO, Elisabetta; CHIACCHIARETTA, Martina; DIFRANCESCO, Mattia L. et al. Interfacing Graphene-Based Materials With Neural Cells. Online. *Frontiers in Systems Neuroscience*. 2018, roč. 12. ISSN 1662-5137. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fnsys.2018.00012>. [cit. 2023-12-30].
- [86] LU, Yichen; LYU, Hongming; RICHARDSON, Andrew G.; LUCAS, Timothy H. a KUZUM, Duygu. Flexible Neural Electrode Array Based-on Porous Graphene for Cortical Microstimulation and Sensing. Online. *Scientific Reports*. 2016, roč. 6, č. 1. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/srep33526>. [cit. 2023-12-30].
- [87] FABBRO, Alessandra; SCAINI, Denis; LEÓN, Verónica; VÁZQUEZ, Ester; CELLOT, Giada et al. Graphene-Based Interfaces Do Not Alter Target Nerve

- Cells. Online. *ACS Nano*. 2016, roč. 10, č. 1, s. 615-623. ISSN 1936-0851. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsnano.5b05647>. [cit. 2023-12-30].
- [88] LU, Yichen; LIU, Xin a KUZUM, Duygu. Graphene-based neurotechnologies for advanced neural interfaces. Online. *Current Opinion in Biomedical Engineering*. 2018, roč. 6, s. 138-147. ISSN 24684511. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.cobme.2018.06.001>. [cit. 2023-12-30].
- [89] AKHAVAN, Omid a GHADERI, Elham. Toxicity of Graphene and Graphene Oxide Nanowalls Against Bacteria. Online. *ACS Nano*. 2010, roč. 4, č. 10, s. 5731-5736. ISSN 1936-0851. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/nn101390x>. [cit. 2023-12-30].
- [90] KRUKIEWICZ, Katarzyna; JANAS, Dawid; VALLEJO-GIRALDO, Catalina a BIGGS, Manus J.P. Self-supporting carbon nanotube films as flexible neural interfaces. Online. *Electrochimica Acta*. 2019, roč. 295, s. 253-261. ISSN 00134686. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.electacta.2018.10.157>. [cit. 2024-01-01].
- [91] MALARKEY, Erik B. a PARPURA, Vladimir. Carbon Nanotubes in Neuroscience. Online. *Brain Edema XIV. Acta Neurochirurgica Supplementum*. 2010, s. 337-341. ISBN 978-3-211-98758-2. Dostupné z: [https://doi.org/10.1007/978-3-211-98811-4\\_62](https://doi.org/10.1007/978-3-211-98811-4_62). [cit. 2024-01-01].
- [92] TUPONE, Maria Grazia; PANELLA, Gloria; D'ANGELO, Michele; CASTELLI, Vanessa; CAIONI, Giulia et al. An Update on Graphene-Based Nanomaterials for Neural Growth and Central Nervous System Regeneration. Online. *International Journal of Molecular Sciences*. 2021, roč. 22, č. 23. ISSN 1422-0067. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ijms222313047>. [cit. 2024-01-01].
- [93] MULLANEY, Michael (ed.). *Graphene Outperforms Carbon Nanotubes for Creating Stronger, More Crack-Resistant Materials*. Online. RENSSELAER POLYTECHNIC INSTITUTE. 2010. Dostupné z: <https://news.rpi.edu/luwakkey/2715>. [cit. 2024-01-01].
- [94] ZHANG, Yongbin; ALI, Syed F.; DERVISHI, Enkeleda; XU, Yang; LI, Zhongrui et al. Cytotoxicity Effects of Graphene and Single-Wall Carbon Nanotubes in Neural Phaeochromocytoma-Derived PC12 Cells. Online. *ACS Nano*. 2010, roč. 4, č. 6, s. 3181-3186. ISSN 1936-0851. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/nn1007176>. [cit. 2024-01-01].
- [95] TANAKA, Yoshikazu; MIYAKE, Koji a SAITO, Atsushi. Diamond-like Carbon Film for Bearing Parts and Its Mass Production Technology. Online. *SEI TECHNICAL REVIEW*. 2019, č. 88. Dostupné z: <https://global-sei.com/technology/tr/bn88/pdf/E88-30.pdf>. [cit. 2024-05-13].
- [96] OHTAKE, Naoto; HIRATSUKA, Masanori; KANDA, Kazuhiro; AKASAKA, Hiroki; TSUJIOKA, Masanori et al. Properties and Classification of Diamond-Like Carbon Films. Online. *Materials*. 2021, roč. 14, č. 2. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma14020315>. [cit. 2024-05-15].
- [97] DONNET, C.; ERDEMIR, A.; DONNET, C.; ERDEMIR, A.; DONNET, C. et al. Doping and Alloying Effects on DLC Coatings. Online. In: *Tribology of Diamond-Like Carbon Films*. Boston, MA: Springer. Dostupné z: [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-0-387-49891-1\\_12](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-0-387-49891-1_12). [cit. 2024-05-15].
- [98] GRILL, A. Electrical and optical properties of diamond-like carbon. Online. *Thin Solid Films*. 1999, roč. 355-356, s. 189-193. ISSN 00406090. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0040-6090\(99\)00516-7](https://doi.org/10.1016/S0040-6090(99)00516-7). [cit. 2024-05-15].
- [99] STARYGA, E. a BAŁK, G.W. Relation between physical structure and electrical properties of diamond-like carbon thin films. Online. *Diamond and Related*

- Materials*. 2005, roč. 14, č. 1, s. 23-34. ISSN 09259635. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.diamond.2004.06.030>. [cit. 2024-05-15].
- [100] ZHOU, Yongliu; LIU, Yuan; SONG, Hui; LI, Junge; SHU, Yujie et al. Improving the adhesion of diamond-like carbon films on glass substrate by chemical etching and oxygen plasma treatment. Online. *Vacuum*. 2023, roč. 218. ISSN 0042207X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.vacuum.2023.112629>. [cit. 2024-05-15].
- [101] KAMETANI, Noritsugu; NAKAMURA, Morimasa; YASHIRO, Kisaragi a TAKAKI, Tomohiro. Investigating residual stress evolution in the deposition process of diamond-like carbon film through molecular dynamics. Online. *Computational Materials Science*. 2022, roč. 209. ISSN 09270256. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.commatsci.2022.111420>. [cit. 2024-05-15].
- [102] HABIS, Christelle; ZARAKET, Jean a AILLERIE, Michel. Transparent Conductive Oxides. Part I. General Review of Structural, Electrical and Optical Properties of TCOs Related to the Growth Techniques, Materials and Dopants. Online. *Defect and Diffusion Forum*. 2022, roč. 417, s. 243-256. ISSN 1662-9507. Dostupné z: <https://doi.org/10.4028/p-97c472>. [cit. 2023-12-31].
- [103] Transparent Conductive Oxide Thin Films: TECHNICAL PAPER. Online. In: . 2978 Main Street Buffalo, NY 14214: Materion Advanced Materials Group. Dostupné z: <https://materion.com/-/media/files/advanced-materials-group/me/technicalpapers/transparentconductiveoxidethinfilms.pdf>. [cit. 2023-12-31].
- [104] STADLER, Andreas. Transparent Conducting Oxides—An Up-To-Date Overview. Online. *Materials*. 2012, roč. 5, č. 12, s. 661-683. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma5040661>. [cit. 2023-12-31].
- [105] CHAVAN, Ganesh T.; KIM, Youngkuk; KHOKHAR, Muhammad Quddamah; HUSSAIN, Shahzada Qamar; CHO, Eun-Chel et al. A Brief Review of Transparent Conducting Oxides (TCO): The Influence of Different Deposition Techniques on the Efficiency of Solar Cells. Online. *Nanomaterials*. 2023, roč. 13, č. 7. ISSN 2079-4991. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/nano13071226>. [cit. 2023-12-31].
- [106] KURDESAU, F.; KHRIPUNOV, G.; DA CUNHA, A.F.; KAELIN, M. a TIWARI, A.N. Comparative study of ITO layers deposited by DC and RF magnetron sputtering at room temperature. Online. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2006, roč. 352, č. 9-20, s. 1466-1470. ISSN 00223093. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2005.11.088>. [cit. 2024-01-01].
- [107] GU, Jin-Hua; SI, Jia-Le; WANG, Jiu-Xiu; FENG, Ya-Yang; GAO, Xiao-Yong et al. Indium–tin oxide films obtained by DC magnetron sputtering for improved Si heterojunction solar cell applications. Online. *Chinese Physics B*. 2015, roč. 24, č. 11. ISSN 1674-1056. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1674-1056/24/11/117703>. [cit. 2024-01-01].
- [108] GORDON, Roy G. Criteria for Choosing Transparent Conductors. Online. *MRS Bulletin*. 2000, roč. 25, č. 8, s. 52-57. ISSN 0883-7694. Dostupné z: <https://doi.org/10.1557/mrs2000.151>. [cit. 2024-01-01].
- [109] MALIK, Oleksandr a HIDALGA WADE, Francisco Javier de la. Sputtered Indium Tin Oxide Films for Optoelectronic Applications. Online. *Optoelectronics - Advanced Device Structures*. 2017. ISBN 978-953-51-3369-8. Dostupné z: <https://doi.org/10.5772/67441>. [cit. 2024-01-01].
- [110] DINIZ, A.S.A.C. a KIELY, C.J. Crystallisation of indium-tin-oxide (ITO) thin films. Online. *Renewable Energy*. 2004, roč. 29, č. 13, s. 2037-2051. ISSN 09601481. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.renene.2003.11.020>. [cit. 2024-01-01].

- [111] KURT J. LESKER COMPANY. *Indium Tin Oxide In<sub>2</sub>O<sub>3</sub>/SnO<sub>2</sub> 90/10 wt % Evaporation Process Notes*. Online. Dostupné z: [https://www.lesker.com/newweb/deposition\\_materials/deposition-materials-notes.cfm?pgid=in3](https://www.lesker.com/newweb/deposition_materials/deposition-materials-notes.cfm?pgid=in3). [cit. 2024-01-01].
- [112] KORJENIC, Alen a RAJA, Krishnan S. Electrochemical Stability of Fluorine Doped Tin Oxide (FTO) Coating at Different pH Conditions. Online. *Journal of The Electrochemical Society*. 2019, roč. 166, č. 6, s. C169-C184. ISSN 0013-4651. Dostupné z: <https://doi.org/10.1149/2.0811906jes>. [cit. 2024-01-01].
- [113] DUGRENIL, Benoît; SÉGUY, Isabelle; Y LEE, H. a CAMPS, Thierry. AZO electrodes deposited by atomic layer deposition for OLED fabrication. Online. *SPIE Photonics Europe*. 2014, s. 91371D. Dostupné z: <https://laas.hal.science/hal-01993226>. [cit. 2024-01-04].
- [114] SARMA, Bikash; BARMAN, Dipak a SARMA, Bimal K. AZO (Al: ZnO) thin films with high figure of merit as stable indium free transparent conducting oxide. Online. *Applied Surface Science*. 2019, roč. 479, s. 786-795. ISSN 01694332. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2019.02.146>. [cit. 2024-01-04].
- [115] GUZIAK, M. A.; NISHIZAKI, T.; HONMA, Y.; WATANABE, K. a SASAKI, T. Electrical Conductivity of PEDOT: PSS Film Prepared through Organic Compound Addition. Online. *Transactions of the Materials Research Society of Japan*. 2013, roč. 38, č. 3, s. 363-367. ISSN 1382-3469. Dostupné z: <https://doi.org/10.14723/tmrj.38.363>. [cit. 2024-05-15].
- [116] LEE, Jin Ho; JEONG, Yu Ra; LEE, Geumbee; JIN, Sang Woo; LEE, Yong Hui et al. Highly Conductive, Stretchable, and Transparent PEDOT: PSS Electrodes Fabricated with Triblock Copolymer Additives and Acid Treatment. Online. 2018, roč. 10, č. 33, s. 28027-28035. ISSN 1944-8244. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsami.8b07287>. [cit. 2024-05-15].
- [117] YANG, Weiyang; GONG, Yan; YAO, Cheng-You; SHRESTHA, Maheshwar; JIA, Yaoyao et al. A fully transparent, flexible PEDOT: PSS-ITO-Ag-ITO based microelectrode array for ECoG recording. Online. *Lab on a Chip*. 2021, roč. 21, č. 6, s. 1096-1108. ISSN 1473-0197. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/D0LC01123A>. [cit. 2024-05-15].
- [118] SUSLOPAROVA, Anna; HALLIEZ, Sophie; BEGARD, Séverine; COLIN, Morvane; BUÉE, Luc et al. Low impedance and highly transparent microelectrode arrays (MEA) for in vitro neuron electrical activity probing. Online. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 2021, roč. 327. ISSN 09254005. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2020.128895>. [cit. 2024-05-15].
- [119] WAAFI, Affan K.; GAIO, Nikolas; QUIROS-SOLANO, William F.; DIJKSTRA, Paul; SARRO, Pasqualina M. et al. Low-Impedance PEDOT: PSS MEA Integrated in a Stretchable Organ-on-Chip Device. Online. *IEEE Sensors Journal*. 2020, roč. 20, č. 3, s. 1150-1157. ISSN 1530-437X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2946854>. [cit. 2024-05-15].
- [120] MARRERO, Denise; GUIMERA, Anton; MAES, Laure; VILLA, Rosa; ALVAREZ, Mar et al. Organ-on-a-chip with integrated semitransparent organic electrodes for barrier function monitoring. Online. *Lab on a Chip*. 2023, roč. 23, č. 7, s. 1825-1834. ISSN 1473-0197. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/D2LC01097F>. [cit. 2024-05-15].
- [121] GABLECH, Imrich a GŁOWACKI, Eric Daniel. State of the Art Electronic Materials for Thin Films in Bioelectronics. Online. *Advanced Electronic Materials*. 2023, roč. 9, č. 8. ISSN 2199-160X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/aelm.202300258>. [cit. 2024-05-15].

- [122] CUI, Xinyan; LEE, Valerie A.; RAPHAEL, Yehoash; WILER, James A.; HETKE, Jamille F. et al. Surface modification of neural recording electrodes with conducting polymer/biomolecule blends. Online. *Journal of Biomedical Materials Research*. Č. 56, s. 261-272. Dostupné z: [https://doi.org/10.1002/1097-4636\(200108\)56:2<261::AID-JBM1094>3.0.CO;2-I](https://doi.org/10.1002/1097-4636(200108)56:2<261::AID-JBM1094>3.0.CO;2-I). [cit. 2024-05-15].
- [123] ZHAO, Pengfei; TANG, Qingxin; ZHAO, Xiaoli; TONG, Yanhong a LIU, Yichun. Highly stable and flexible transparent conductive polymer electrode patterns for large-scale organic transistors. Online. *Journal of Colloid and Interface Science*. 2018, roč. 520, s. 58-63. ISSN 00219797. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jcis.2018.02.063>. [cit. 2024-05-15].
- [124] HUGHES, Matt. *What is RF Sputtering?* Online. SEMICORE. 2016. Dostupné z: <https://www.semicore.com/news/92-what-is-rf-sputtering>. [cit. 2024-01-04].
- [125] GÜTTLER, D.; ABENDROTH, B.; GRÖTZSCHEL, R.; MÖLLER, W. a DEPLA, D. Mechanisms of target poisoning during magnetron sputtering as investigated by real-time in situ analysis and collisional computer simulation. Online. *Applied Physics Letters*. 2004, roč. 85, č. 25, s. 6134-6136. ISSN 0003-6951. Dostupné z: <https://doi.org/10.1063/1.1835002>. [cit. 2024-01-04].
- [126] NI, Zegang; ZHONG, Yuan; TAO, Xingfu; LI, Wei; GAO, Huifang et al. Effects of Radio Frequency Bias on the Structure Parameters and Mechanical Properties of Magnetron-Sputtered Nb Films. Online. *Crystals*. 2022, roč. 12, č. 2. ISSN 2073-4352. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/cryst12020256>. [cit. 2024-01-04].
- [127] *CHEMICAL VAPOR DEPOSITION: OVERVIEW*. Online. Angstrom Engineering Inc. Dostupné z: <https://angstromengineering.com/tech/chemical-vapor-deposition/>. [cit. 2024-05-16].
- [128] *Chemical Vapor Deposition Physics*. Online. MKS Instruments. Dostupné z: <https://www.mks.com/n/cvd-physics>. [cit. 2024-05-16].
- [129] SIM, Jee Hoon; CHAE, Hyeonwook; KIM, Su-Bon a YOO, Seunghyup. Simple and practical methods for utilizing parylene C film based on vertical deposition and laser patterning. Online. *Scientific Reports*. 2022, roč. 12, č. 1. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-022-13080-w>. [cit. 2024-05-13].
- [130] *Parylene Deposition Process*. Online. Specialty Coating Systems Inc. Dostupné z: <https://scscoatings.com/parylene-coatings/parylene-deposition/>. [cit. 2024-05-16].
- [131] *What is a Parylene Dimer?* Online. Advanced Deposition & Coating Technologies, Inc. 2022. Dostupné z: <https://www.advancedcoating.com/blog/what-is-parylene-dimer>. [cit. 2024-05-16].
- [132] *What is Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition (PECVD)?* Online. Semicore Equipment, Inc. Dostupné z: <https://www.semicore.com/news/118-what-is-plasma-enhanced-chemical-vapor-deposition-pecvd>. [cit. 2024-05-20].
- [133] *RIE by F Chemistry and PECVD of hard C-based films Oxford Instruments Plasma Technology PlasmaPro 80 (RIE-FLUORINE)*. Online. Dostupné z: <https://nano.ceitec.cz/rie-by-f-chemistry-and-pecvd-of-hard-c-based-films-oxford-instruments-plasma-technology-plasmapro-80-rie-fluorine/>. [cit. 2024-05-20].
- [134] SHARIFAHMADIAN, Omid; PAKSERESHT, Amirhossein; MIRZAEI, Saeed; ELIÁŠ, Marek a GALUSEK, Dušan. Mechanically robust hydrophobic fluorine-doped diamond-like carbon film on glass substrate. Online. *Diamond and Related Materials*. 2023, roč. 138. ISSN 09259635. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.diamond.2023.110252>. [cit. 2024-03-10].

- [135] *PlasmaPro 100 RIE*. Online. In: Oxford Instruments. Dostupné z: <https://plasma.oxinst.com/products/rie/plasmapro-100>. [cit. 2024-05-13].
- [136] *Sheet Resistance: A Guide to Theory*. Online. Ossila Ltd. Dostupné z: <https://www.ossila.com/pages/sheet-resistance-theory>. [cit. 2022-05-24].
- [137] *What is an Optical Spectrometer?* Online. MONOSPEKTRA. Dostupné z: <https://www.monospektra.com/what-is-an-optical-spectrometer/>. [cit. 2024-01-05].
- [138] BRACHER, Chris; ROBSON, Harry a REINHARDT, Max. *Cyclic Voltammetry Basic Principles, Theory and Setup*. Online. Ossila. Dostupné z: <https://www.ossila.com/pages/cyclic-voltammetry>. [cit. 2024-01-05].
- [139] *CV - Cyclic Voltammetry: Technique Overview*. Online. GAMRY INSTRUMENTS. Dostupné z: <https://www.gamry.com/electrochemistry-applications/cv-cyclic-voltammetry/>. [cit. 2024-01-05].
- [140] LAZANAS, Alexandros Ch. a PRODRONIDIS, Mamas I. *Electrochemical Impedance Spectroscopy—A Tutorial*. Online. *ACS Measurement Science Au*. 2023, roč. 3, č. 3, s. 162-193. ISSN 2694-250X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsmesuresciau.2c00070>. [cit. 2024-05-20].
- [141] HARRINGTON, George F. a SANTISO, José. *Back-to-Basics tutorial: X-ray diffraction of thin films*. Online. *Journal of Electroceramics*. 2021, roč. 47, č. 4, s. 141-163. ISSN 1385-3449. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10832-021-00263-6>. [cit. 2024-05-20].
- [142] *SmartLab and D/teX*. Online. In: ATX. Dostupné z: <https://www.axt.com.au/products/smartlab-xrd/>. [cit. 2024-05-14].
- [143] *Frequently Asked Questions About Atomic Force Microscopy*. Online. Dostupné z: <https://www.bruker.com/en/products-and-solutions/microscopes/materials-afm/faq.html>. [cit. 2024-05-20].
- [144] *Quantitative Imaging of Living Biological Samples Using PeakForce QNM*. Online. 2012. Dostupné z: <https://www.azonano.com/article.aspx?ArticleID=3026>. [cit. 2024-05-20].
- [145] *AFM FAQ: How does an AFM work?* Online. In: Bruker. Dostupné z: [https://www.bruker.com/en/products-and-solutions/microscopes/materials-afm/faq/\\_jcr\\_content/root/contentpar/twocolumns\\_copy\\_copy\\_555602190/contentpar-1/image.coreimg.82.1280.png/1690840771136/afm-faq-how-does-an-afm-work-bruker.png](https://www.bruker.com/en/products-and-solutions/microscopes/materials-afm/faq/_jcr_content/root/contentpar/twocolumns_copy_copy_555602190/contentpar-1/image.coreimg.82.1280.png/1690840771136/afm-faq-how-does-an-afm-work-bruker.png). [cit. 2024-05-14].
- [146] REDOX.ME. *ITO GLASS 25/25/1.1 MM – PACK OF 10*. Online. Redox.me. Dostupné z: <https://redox.me/products/ito-glass-25-25-1-1-mm-pack-of-10>. [cit. 2024-01-04].
- [147] TXINTXURRETA, Jago; G-BERASATEGUI, Eva; ORTIZ, Rocío; HERNÁNDEZ, Oihane; MENDIZÁBAL, Lucía et al. *Indium Tin Oxide Thin Film Deposition by Magnetron Sputtering at Room Temperature for the Manufacturing of Efficient Transparent Heaters*. Online. *Coatings*. 2021, roč. 11, č. 1. ISSN 2079-6412. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/coatings11010092>. [cit. 2024-05-19].
- [148] YONG, Thian-Khok; YAP, Seong-Shan a TOU, Teck-Yong. *Parametric Studies of Pulsed Nd: YAG Laser Deposition of ITO for OLED Application*. Online. *The Review of Laser Engineering*. 2008, roč. 36, č. APLS, s. 1242-1245. ISSN 0387-0200. Dostupné z: <https://doi.org/10.2184/lrj.36.1242>. [cit. 2024-05-21].

## SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Zkratky:

Zkratka	Český název	Anglický název
<b>AFM</b>	Mikroskopie atomárních sil	Atomic force microscopy
<b>AP</b>	Akční potenciál	Action potential
<b>APS</b>	Aktivní pixelový senzor	Active pixel sensor
<b>BCI</b>	Rozhraní mozek-počítač	Brain-computer interface
<b>BMI</b>	Rozhraní mozek-stroj	Brain machine interface
<b>CMOS</b>	Komplementární struktury kov-oxid-polovodič	Complementary metal oxide semiconductor
<b>CVD</b>	Chemická depozice z plynné fáze	Chemical vapour deposition
<b>DC</b>	Stejnoseměrný proud	Direct current
<b>DCMS</b>	Stejnoseměrné magnetronové naprašování	Direct current magnetron sputtering
<b>DI</b>	Deionizovaný	Deionized
<b>DMSO</b>	Dimethylsulfoxid	Dimethyl sulfoxide
<b>DNA</b>	Deoxyribonukleová kyselina	Deoxyribonucleic acid
<b>DRIE</b>	Hlubkové reaktivní iontové leptání	Deep reactive ion etching
<b>ECoG</b>	Elektrokortikografie	Electrocorticography
<b>EDP</b>	Ethylendiamin pyrokatechol	Ethylenediamine pyracatechol
<b>EEG</b>	Elektroencefalografie	Electroencephalography
<b>EFD</b>	Elektroforetická depozice	Electrophoretic
<b>EIS</b>	Elektrochemická impedanční spektroskopie	Electrochemical impedance spectroscopy
<b>EMG</b>	Elektromyografie	Electromyography
<b>fMRI</b>	Funkční magnetická rezonance	Functional magnetic resonance imaging
<b>GNS</b>	Zlaté nanostruktury	Golden nanostructures
<b>HiPIMS</b>	Magnetronové naprašování s vysokým výkonem pulsů	High-power impulse magnetron sputtering
<b>ITO</b>	Oxid inditý dopovaný cínem	Indium tin oxide
<b>LFP</b>	Potenciál lokálního pole	Local field potential
<b>LPE</b>	Exfoliace z kapalně fáze	Liquid phase exfoliation
<b>MEG</b>	Magnetoencefalografie	Magnetoencephalography
<b>MEMS</b>	Mikroelektromechanické	Microelectromechanical systems



	systemy	
<b>MREG</b>	Encefalografie magnetickou rezonancí	Magnetic resonance encaphalography
<b>MWA</b>	Mikrodrátkové pole	Microwire array
<b>PBS</b>	Fosfátový pufr	Phosphate-buffered saline
<b>PDMS</b>	Polydimethylsiloxan	Polydimethylsiloxane
<b>PECVD</b>	Plazmou asistovaná CVD	Plasma assisted CVD
<b>PEDOT</b>	Poly-3,4-ethylendioxythiofen	Poly(3,4-ethylenedioxythiophene)
<b>PEG</b>	Polyethylenglykol	Polyethylene glycol
<b>PETG</b>	Polyethylentereftalát glykol	Polyethylene terephthalate glycol
<b>PPy</b>	Polypyrrol	Polypyrrole
<b>PSS</b>	Polystyren sulfonát	Polystyrene sulfonate
<b>PTFE</b>	Polytetrafluoretylen	Polytetrafluorethylene
<b>RF</b>	Vysokofrekvenční	Radiofrequency
<b>RFMS</b>	Vysokofrekvenční magnetronové naprašování	Radiofrequency magnetron sputtering
<b>RIE</b>	Reaktivní iontové leptání	Reactive ion etching
<b>RMS</b>	Kvadratický průměr	Root mean square
<b>ROS</b>	Reaktivní formy kyslíku	Reactive oxygen species
<b>SM</b>	Přepínaná matice	Switch-matrix
<b>SNR</b>	Poměr signál-šum	Signal to noise ratio
<b>SOI</b>	Polovodič na izolátoru	Semiconductor on insulator
<b>TDS</b>	Spektroskopie v časové doméně	Time domain spectroscopy
<b>UEA</b>	Utažské mikroelektrodové pole	Utah microelectrode array
<b>USEA</b>	Utažské skloněné elektrodové pole	Utah slanted electrode array
<b>XRD</b>	Rentgenová difraktografie	X-Ray diffractography

Symbols:

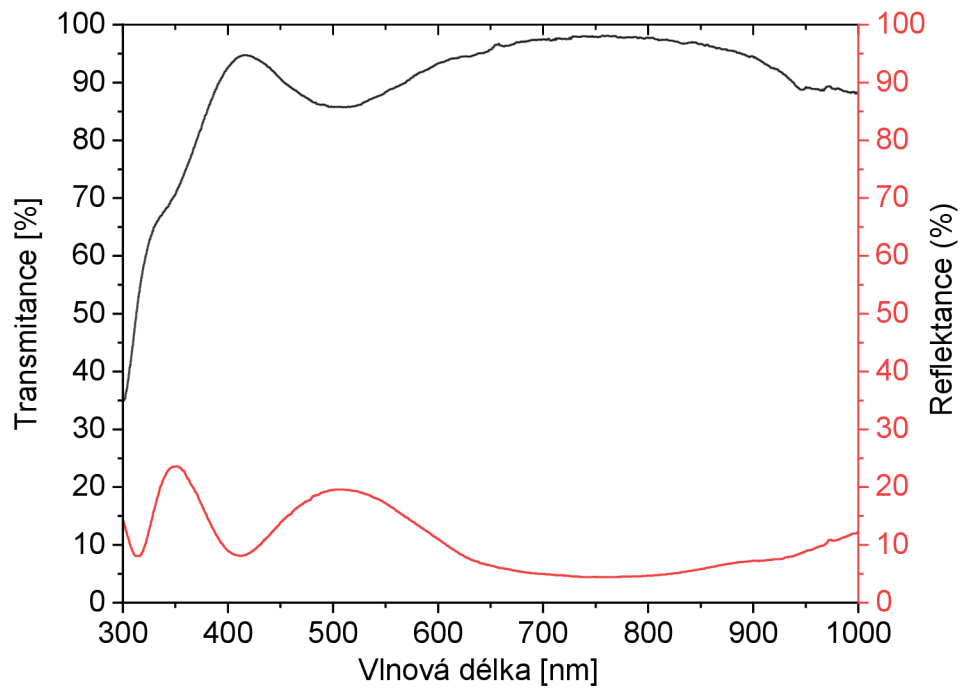
<b>Symbol</b>	<b>Název veličiny</b>	<b>Jednotky</b>
$R_{\square}$	Vrstvový odpor	$\Omega \cdot \square^{-1}$
E	Elektrodový potenciál	V
I	Elektrický proud	A
$\Delta V$	Úbytek elektrického napětí	V
Z	Impedance	$\Omega$
$\delta$	Směrodatná odchylka	

## **SEZNAM PŘÍLOH**

<b>PŘÍLOHA A - GRAFY CHARAKTERISTIK KOMERČNÍCH ITO VZORKŮ REDOX.ME .....</b>	<b>105</b>
<b>PŘÍLOHA B - OPTICKÉ VLASTNOSTI KŘEMÍKU .....</b>	<b>109</b>
<b>PŘÍLOHA C - 2D DATA Z MIKROSKOPIE ATOMÁRNÍCH SIL.....</b>	<b>110</b>

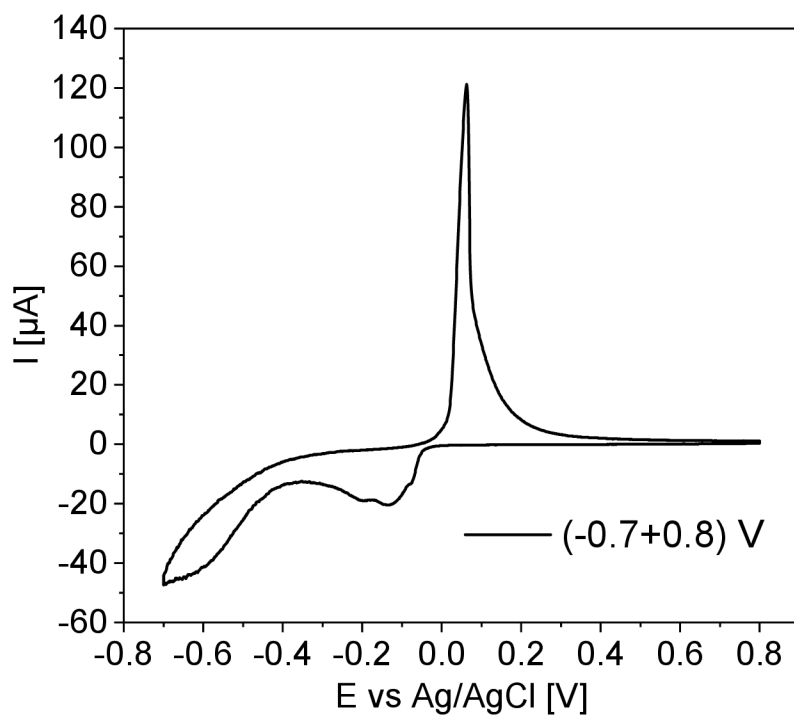
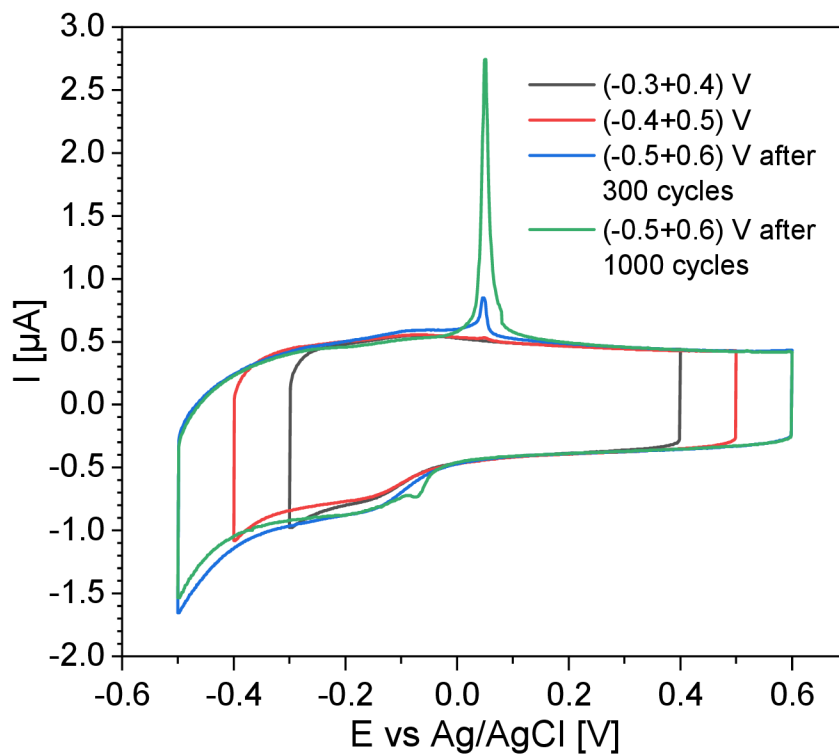
# Příloha A - Grafy charakteristik komerčních ITO vzorků redox.me

## A.1 Optická transmitance a reflektance

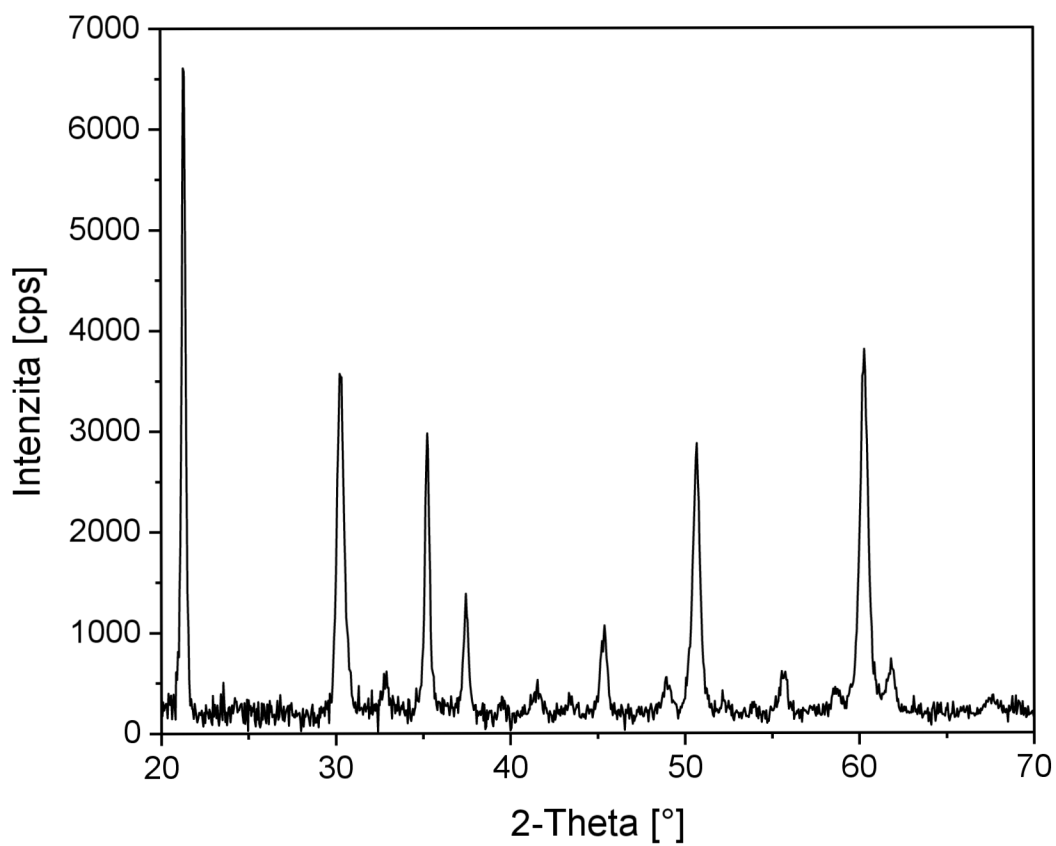


Vzorek s vrstvou ITO

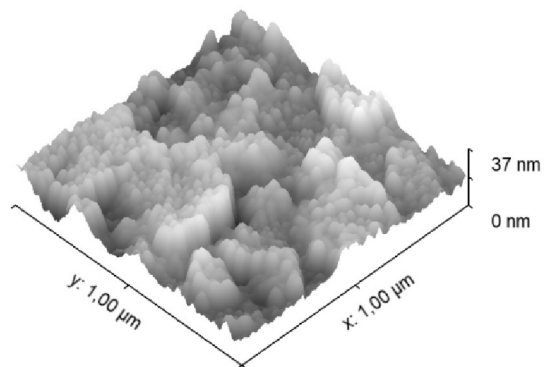
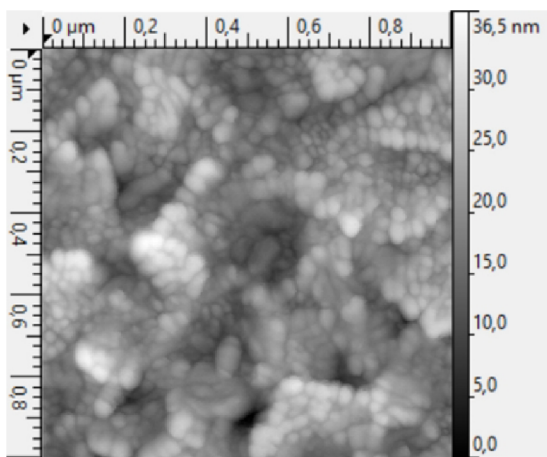
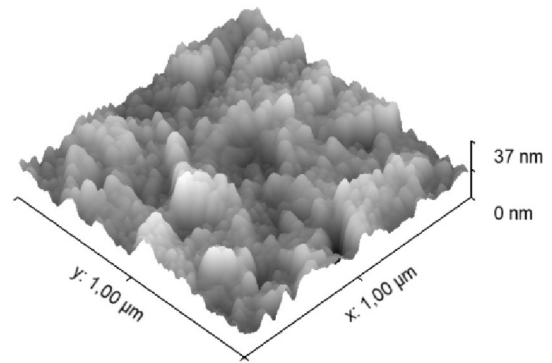
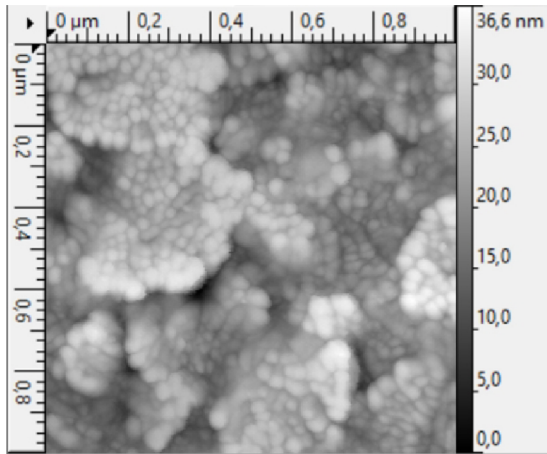
## A.2 Výsledky elektrochemického namáhání cyklickou voltametrií



### A.3 Spektrum z rentgenové difrakční analýzy



## A.4 Výsledky z měření pomocí mikroskopie atomárních sil



## Příloha B - Optické vlastnosti křemíku

### B.1 Data reflektance křemíku pro přepočet reflektance vzorků normované ke křemíku na absolutní reflektanci

Vlnová délka [nm]	Reflektance	Vlnová délka [nm]	Reflektance
250	0.6726125940176	630	0.3482013385733
260	0.7051739997537	640	0.3464114799328
270	0.7320895526849	650	0.3447139283791
280	0.7229564109312	660	0.3433093164004
290	0.6842353612305	670	0.3417986254029
300	0.6234875890281	680	0.3402819010159
310	0.5904758351586	690	0.3389624223615
320	0.5741303378608	700	0.3376390015847
330	0.5656774122022	710	0.3364132846991
340	0.5617493182089	720	0.3352856253833
350	0.5653802759098	730	0.3342575899929
360	0.5829110024041	740	0.3333299987924
370	0.5842708012631	750	0.3324006727457
380	0.5465022924472	760	0.3314686516804
390	0.5109736438239	770	0.3305348303936
400	0.4860210276921	780	0.3295983594024
410	0.4668532596509	790	0.3287643932079
420	0.4515215805142	800	0.3280328677909
430	0.4391232488510	810	0.3273003058962
440	0.4289072653469	820	0.3266713014615
450	0.4195856995027	830	0.3260410062270
460	0.4114859504004	840	0.3254099758137
470	0.4042813942031	850	0.3247779305609
480	0.3978791807625	860	0.3241446495519
490	0.3919647328358	870	0.3235105691944
500	0.3871055312762	880	0.3228754693508
510	0.3822645215016	890	0.3222391901263
520	0.3779990919262	900	0.3216020461382
530	0.3741420137373	910	0.3209638780591
540	0.3704285221920	920	0.3203246843645
550	0.3673359361219	930	0.3196844635347
560	0.3642162211962	940	0.3191500638119
570	0.3614517485944	950	0.3186150452435
580	0.3586671346069	960	0.3180793105890
590	0.3563449752121	970	0.3175428589801
600	0.3541066718493	980	0.3171131809037
610	0.3518536142519	990	0.3166830429802
620	0.3497852413269	1000	0.3162524447686

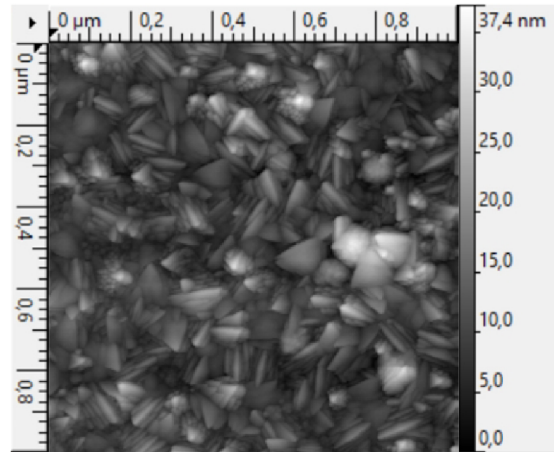
Optical Properties of Silicon. <https://www.pveducation.org/pvcdrom/materials/optical-properties-of-silicon> [online]. [cit. 2024-05-16]. Dostupné z:

<https://www.pveducation.org/sites/default/files/PVCDROM/Appendices/OpticalPropertiesOfSilicon.xlsx>

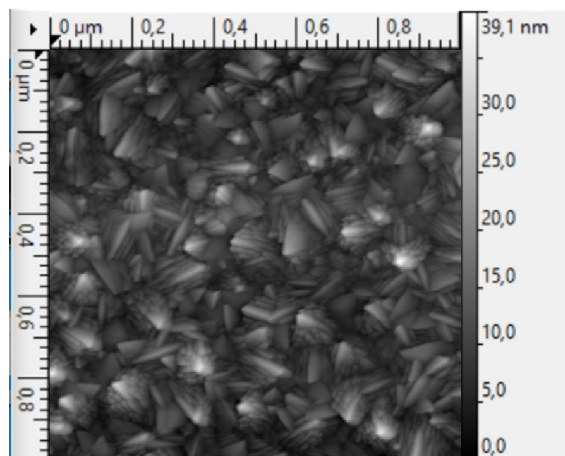


## Příloha C - 2D data z mikroskopie atomárních sil

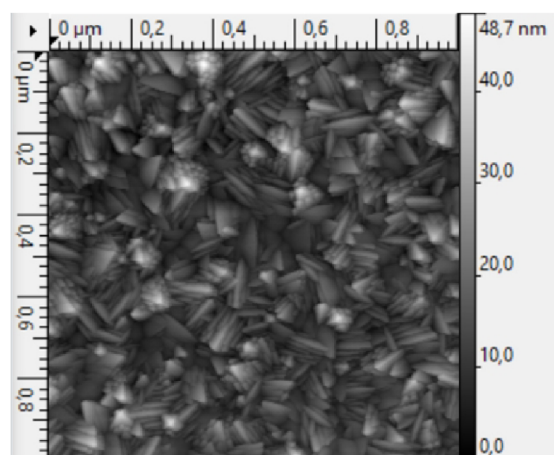
### C.1 Výsledky různých tlouštěk nadeponovaného ITO při pokojové teplotě



120 nm

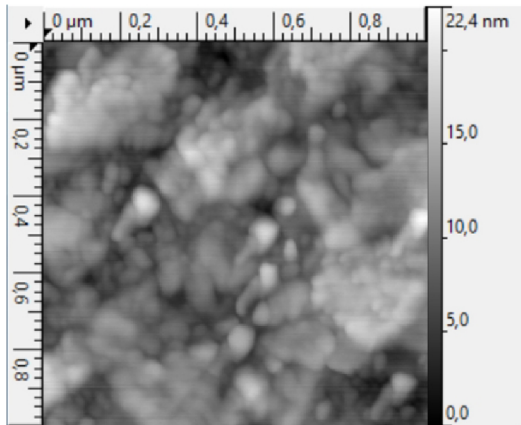


140 nm

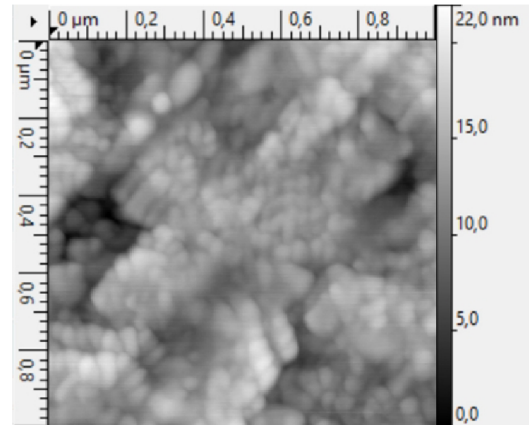


160 nm

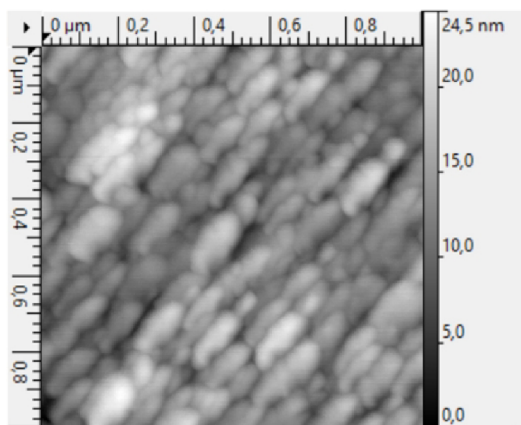
## C.1 Výsledky nadeponovaného ITO při zvýšené teplotě



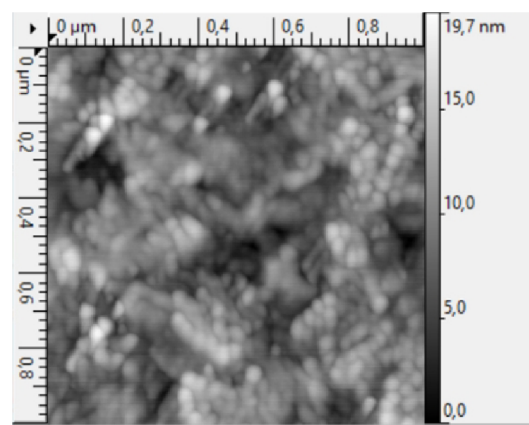
35 W, 0,2 Pa



55 W, 0,2 Pa



35 W, 0,4 Pa



55 W, 0,4 Pa