

Ing. Vratislav Režo

**VÝVOJ NOSITEĽNEJ ORGANICKEJ ELEKTRONIKY PRE
BIOSENZORICKÉ APLIKÁCIE**

Študijný program: 104404 – Elektronika a fotonika

Študijný odbor: 2675 – Elektrotechnika

Autoreferát dizertačnej práce

na získanie vedeckej hodnosti *philosophiae doctor* (PhD.)

Miesto a dátum: V Bratislave, Január 2025

Slovenská Technická Univerzita v Bratislave
Fakulta Elektrotechniky a Informatiky
Ústav Elektroniky a Fotoniky

Ing. Vratislav Režo

VÝVOJ NOSITEĽNEJ ORGANICKEJ ELEKTRONIKY PRE BIOSENZORICKÉ APLIKÁCIE

Študijný program: 104404 – Elektronika a fotonika

Študijný odbor: 2675 – Elektrotechnika

Autoreferát dizertačnej práce

na získanie vedeckej hodnosti *philosophiae doctor* (PhD.)

Miesto a dátum: V Bratislave, Januar 2025

Dizertačná práca bola vypracovaná na Ústave Elektroniky a Fotoniky, Fakulte Elektrotechniky a Informatiky, Slovenskej Technickej Univerzity v Bratislave.

Uchádzač: Ing. Vratislav Režo
 Ústav elektroniky a fotoniky, Fakulta elektrotechniky
 a informatiky, Slovenská technická univerzita v Bratislave,
 Ilkovičova 3, 81219 Bratislava

Oponenti:

RNDr. Marek Cigán, PhD.,
Katedra organickej chémie, Prírodovedecká fakulta UK
Ilkovičova 6, 842 15 Bratislava 4, Slovenská republika

Ing. Vojtech Nádaždy, CSc.
Fyzikálny ústav Slovenskej akadémie vied, v. v. i.,
Dúbravská cesta 9, 845 11 Bratislava 45, Slovenská republika

Autoreferát bol rozoslaný dňa:

Obhajoba dizertačnej práce sa koná dňa , o hod. pred skúšobnou komisiou obhajoby dizertačných prác v zasadačke Ústavu Elektroniky a Fotoniky, Fakulty Elektrotechniky a Informatiky, Slovenskej Technickej Univerzity v Bratislave.

S dizertáciou je možné sa oboznámiť na pedagogickom oddelení Fakulty Elektrotechniky a Informatiky, Slovenskej Technickej Univerzity v Bratislave.

Prof. Ing. Viera Stopjaková, PhD.
Predseda programovej komisie
študijného odboru Elektrotechnika

Obsah

1	Úvod.....	5
2	Tézy dizertačnej práce.....	7
3	Prehľad problematiky.....	8
4	Dosiahnuté výsledky	10
4.1	Návrh meracieho zariadenia	10
4.2	Návrh senzorickej štruktúry OCMFET	13
4.3	Charakterizácia senzorickej štruktúry	14
5	Zhrnutie výsledkov dizertačnej práce.....	18
6	Conclusion	19
7	Schlussfolgerung.....	23
8	Publikačná činnosť	28
9	Zoznam použitej literatúry	32

1 Úvod

V oblasti diagnostiky dochádza k neustálemu vývoju a zdokonaľovaniu technológií, ktoré umožňujú presnejšiu, rýchlejšiu a ekonomickejšiu detekciu rôznych biologických markerov. Jednou z perspektívnych technológií, ktorá sa v posledných rokoch dostáva do popredia, sú organické poľom riadené tranzistory (OFET) pre biosenzorické použitie. Tieto prvky predstavujú zaujímavú alternatívu k tradičným diagnostickým metódam, ako sú napríklad komerčne používané C-reaktívne proteínové (CRP) testy. Vďaka svojej jednoduchej technológii prípravy a nízkym nákladom na výrobu majú potenciál výrazne prispieť k rozšíreniu masového testovania. Jednou z kľúčových výhod OFET senzorov je ich tranzistorová štruktúra, ktorá dokáže nelineárne zosilniť meraný signál, čím sa dosahuje vyššia citlivosť v porovnaní s komerčne dostupnými senzormi. Z uvedeného dôvodu táto dizertačná práca začína návrhom geometrie a topológie senzora s cieľom dosiahnuť čo najlepšiu citlivosť a spoľahlivosť. Analýza súčasného stavu biosenzorov na báze OFET ukazuje ich široké využitie, od detekcie pH cez detekciu glukózy až po detekciu DNA sekvencií. Táto analýza však tiež poukazuje na potrebu optimalizácie topológie senzorov pre dosiahnutie konzistentných výsledkov, čo je kľúčové pre ich praktické nasadenie.

V prvej časti tejto dizertačnej práce sa venujeme problematike biosenzorov a OFET tranzistorov, pričom sa zameriavame na možnosti prípravy a charakterizácie samotných organických tranzistorov, ktoré slúžia ako prevodníky náboja na zmenu parametrov ako napríklad prahové napätie.

Následne sa zaoberáme prípravou meracieho systému, ktorý sme rozdelili do funkčných celkov. Tieto celky sme popísali základnými

charakteristikami činnosti a vytvorili prvotné simulácie, na základe ktorých sme určovali hraničné parametre pre použité prvky a hľadali optimálne komponenty na trhu. Po identifikácii vhodných prvkov nasledovali simulácie na overenie ich funkčnosti a úprava hodnôt pasívnych prvkov. Nasledoval návrh plošného spoja, pričom sme použili špeciálne techniky na dosiahnutie čo najmenších zvodových prúdov a najlepšej kvality signálu. Výroba a osadenie týchto modulov bolo potvrdené meraniami pomocou prístroja Keysight B1500A. Po úspešnom overení funkčnosti jednotlivých modulov sme ich integrovali do meracích kariet pre rôzne aplikácie, pričom sme vytvorili tri druhy kariet: pre meranie prúdu, napätia a generovanie napätia. Tieto karty umožňujú rýchlu výmenu v meracom systéme a jednotlivé moduly môžu byť samostatne charakterizované, čím sa zvyšuje spoľahlivosť celého systému. Vytvorenie riadiaceho softvéru pre nezávislý počítač, ktorý komunikuje so zariadením prostredníctvom Bluetooth-u, umožňuje automatizované vyhodnocovanie parametrov tranzistora, čo je kľúčové pre detekciu podnetov na citlivej elektróde. Optimalizácia štruktúr senzorického prvku prebiehala cez sériu experimentov, kde sme sa zameriavalí na reprodukovateľnosť výroby, výťažnosť a elektrické vlastnosti.

Posledným krokom bolo overenie funkčnosti navrhnutého vymeriavacieho systému, ktoré ukázalo pozitívne výsledky, čo potvrdzuje potenciál OFET senzorov v praktických aplikáciách.

Táto práca teda predstavuje komplexný návrh a realizáciu senzorického systému založeného na OFET technológii, ktorý umožňuje nielen efektívnu výrobu senzorov, ale aj ich praktické použitie v rôznych diagnostických aplikáciách.

2 Tézy dizertačnej práce

- 1) Navrhnete štruktúru organického poľom riadeného tranzistora (OFET) pre využitie ako biosenzorického prvku a dosiahnutie čo najvyššej citlivosti, rýchlosti a spoľahlivosti merania.
- 2) Navrhnete a optimalizujete elektronický systém pre meranie elektrických parametrov biosenzorických OFET prvkov, ktorý umožňuje merať malé prúdy na úrovni 1nA pri budiacich napätiach až 30 V, s možnosťou automatického vyhodnocovania senzorických vlastností daného prvku.
- 3) Pripravte biosenzorický OFET prvok pre detekciu vybraných biologických molekúl a overte vhodnosť navrhnutého elektronický systém pre meranie OFET prvkov.

3 Prehľad problematiky

V oblasti diagnostiky dochádza k neustálemu vývoju a zdokonaľovaniu technológií, ktoré umožňujú presnejšiu, rýchlejšiu a ekonomickejšiu detekciu rôznych biologických markerov. Jednou z perspektívnych technológií, ktorá sa v posledných rokoch dostáva do popredia, sú organické poľom riadené tranzistory (OFET) pre biosenzorické použitie. Tieto tranzistory predstavujú zaujímavú alternatívu k tradičným diagnostickým metódam, a to predovšetkým vďaka svojej schopnosti citlivo detegovať biologické analyty prostredníctvom zmeny ich elektrických vlastností. OFET biosenzory ponúkajú významné výhody z hľadiska výrobnnej jednoduchosti a nízkych nákladov, čo im poskytuje potenciál výrazne prispieť k rozšíreniu masového testovania v rôznych oblastiach .

Biosenzory sú zariadenia, ktoré kombinujú bioreceptory s fyzikálnymi senzormi na detekciu špecifických biologických analyzátov. Kľúčové výzvy v tejto oblasti zahŕňajú zlepšenie presnosti, reprodukovateľnosti a stability detekcie, pričom sa riešia rôzne druhy interferencií, ktoré môžu ovplyvniť výkonnosť senzorov. OFET biosenzory prekonávajú mnohé z týchto výziev vďaka svojej tranzistorovej štruktúre, ktorá umožňuje nelineárne zosilňovanie signálu, čím sa dosahuje vyššia citlivosť v porovnaní s tradičnými senzorickými technológiami. Tieto senzory navyše poskytujú vysokú vernosť snímania, čo je nevyhnutné pre zabezpečenie presnosti a spoľahlivosti diagnostických výsledkov .

V súčasnosti sa biosenzory využívajú v rôznych aplikáciách, vrátane detekcie pH, glukózy či DNA sekvencií. OFET biosenzory sú špeciálne navrhnuté na zvýšenie vernosti snímania týchto biologických analyzátov. Práca na optimalizácii OFET senzorov zahŕňa návrh geometrie a topológie senzorov s cieľom dosiahnuť čo najlepšiu citlivosť a spoľahlivosť.

Významným krokom je zabezpečenie reprodukovateľnosti výroby a vysoká výťažnosť senzorických prvkov, čo je kľúčové pre ich praktické nasadenie .

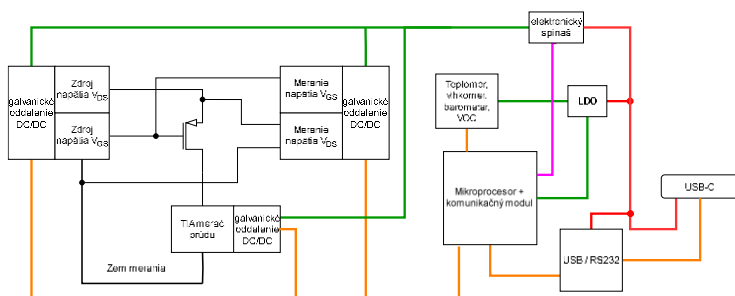
Technológia OFET zahŕňa rôzne modifikácie, ako EGOFET (Elektrolytom riadené OFET), OECT (Organické elektrochemické tranzistory), ISOFET (Ion Selective Field Effect Transistor) a OCMFET (Organický Chemickým Mediátorom Riadený FET). Tieto modifikácie sú optimalizované pre špecifické aplikácie, napríklad na detekciu iónov, molekúl či biologických reakcií, pričom ponúkajú lepšiu kontrolu nad reakčnými procesmi, zvýšenú stabilitu a rozšírené možnosti využitia v biosenzoroch . OCMFET predstavuje ďalší krok v optimalizácii biosenzorov, kde chemické mediátory hrajú kľúčovú úlohu pri zvýšení citlivosti a selektivity senzorov.

Výroba OFET biosenzorov zahŕňa rôzne technologické prístupy, ako mokré procesy (tlač) alebo vákuové nanášanie vrstiev, ktoré umožňujú efektívnu produkciu senzorov za nízke náklady a podporujú ich integráciu do masovej výroby. Tieto vlastnosti a technologické pokroky robia z OFET biosenzorov sľubný nástroj v oblasti zdravotníckej diagnostiky, monitorovania životného prostredia a ďalších aplikácií, kde je potrebná citlivá a spoľahlivá detekcia biologických markerov .

4 Dosiahnuté výsledky

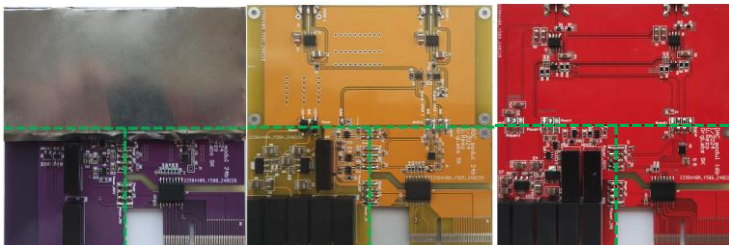
4.1 Návrh meracieho zariadenia

Na základe vykonaných experimentov s OFET tranzistormi, ktoré využívajú organický polovodič Pentacén, bol vytvorený návrh meracieho zariadenia, ktoré má za úlohu detailne charakterizovať elektrické parametre týchto tranzistorov. Kľúčovými meranými veličinami sú prahové napätie, transkonduktancia, pomer I_{ON}/I_{OFF} a pohyblivosť náboja. Tieto parametre sú nevyhnutné pre presné posúdenie kvality a funkčnosti OFET prvkov, čo umožňuje efektívne monitorovanie vplyvu zmien v štruktúre tranzistorov a ich materiáloch.



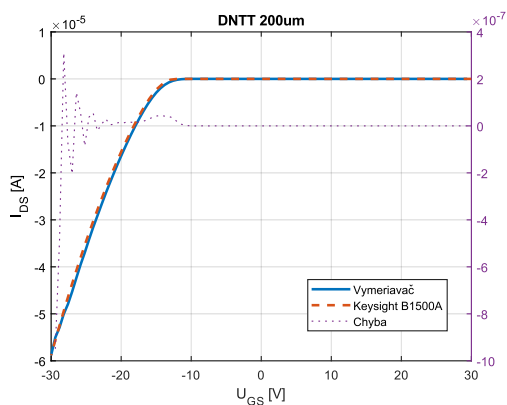
Obr. 4.1.1 Bloková schéma meracieho systému

Prvý krok zahŕňal návrh a implementáciu prototypového meracieho systému. Tento systém bol zostavený ako modulárny, pričom jednotlivé moduly vykonávajú konkrétne merania a sú prepojené cez PCI-E konektory. Modulárnosť systému zabezpečuje nielen flexibilitu pri meraniach, ale aj možnosť jednoduchého nahradenia alebo upgradu jednotlivých komponentov bez nutnosti rekonštrukcie celého zariadenia.



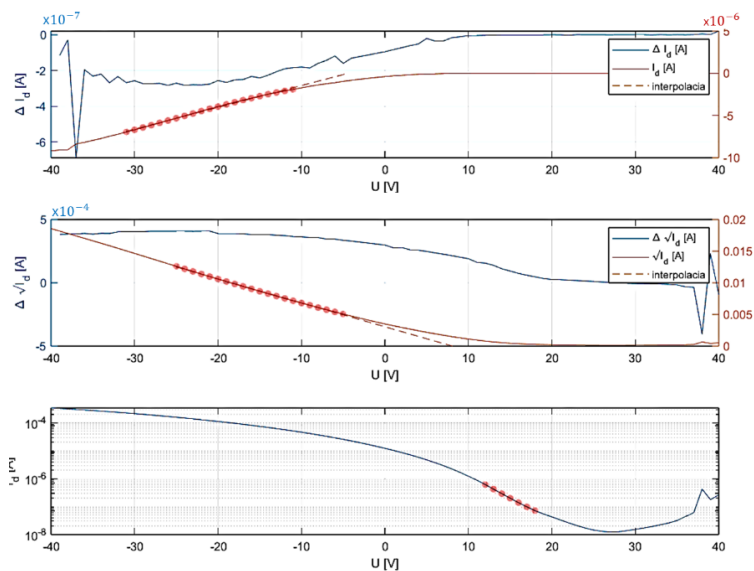
Obr. 4.1.2 Meracie karty vymeriavacieho systému (zľava) Meracia karta prúdu (v strede) meracia karta napätia (vpravo) Generujúca karta napätia

Finálny meračí systém bol vylepšený tak, aby bol schopný vykonávať ešte presnejšie merania. Zariadenie bolo vybavené vysoko presnými ADC a DAC prevodníkmi, ktoré umožňujú meranie napätia a prúdu s veľmi vysokou citlivosťou, čo je kľúčové pre charakterizáciu OFET tranzistorov. Taktiež bol systém doplnený o ochranné mechanizmy, ktoré chránia citlivé komponenty pred poškodením počas experimentálnych meraní.



Obr. 4.1.3 Porovnávacie meranie nami navrhnutého prístroja s komerčným prístrojom Keysight B1500A

Merací softvér pre ovládanie a spracovanie výsledkov bol vyvinutý v prostredí MATLAB a zabezpečuje plnú automatizáciu meracích procesov. Komunikácia medzi softvérom a meracím systémom je zabezpečená pomocou bezdrôtovej technológie Bluetooth, čo umožňuje vzdialené ovládanie zariadenia a pohodlný zber dát. Softvér okrem riadenia experimentov ponúka aj pokročilé funkcie na vyhodnocovanie meraní a vizualizáciu získaných údajov, čo uľahčuje interpretáciu výsledkov a podporuje ďalší vývoj v oblasti organických polovodičov.

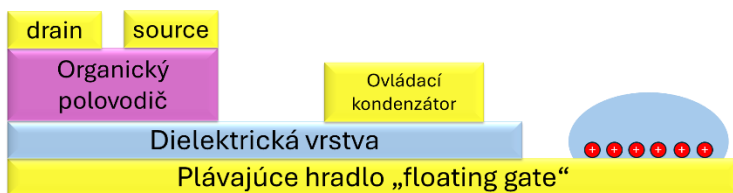


Obr. 4.1.4 Výsledok analýzy meracieho softvéru v prostredí MATLAB

4.2 Návrh senzorickej štruktúry OCMFET

Pri vývoji štruktúr OCMFET senzorických prvkov sme sa detailne zameriavali na návrh a postupné optimalizovanie štruktúry. OCMFET senzory sú založené na štruktúre organického poľom riadeného tranzistora (OFET), pričom hlavnou výzvou je dosiahnutie vysokých senzorických vlastností prostredníctvom optimalizácie jednotlivých parametrov štruktúry.

Základný dizajn OCMFET senzorov využíva OFET v štruktúre vrchné kontakty a spodné hradlo, čo zabezpečuje stabilné a konzistentné fungovanie tranzistora. Ako organický polovodičový materiál pre aktívnu vrstvu OFET-u bol použitý Pentacén a DNTT, pričom hrúbka vrstvy bola 100 nm, čo bolo výsledkom predchádzajúcich experimentov.

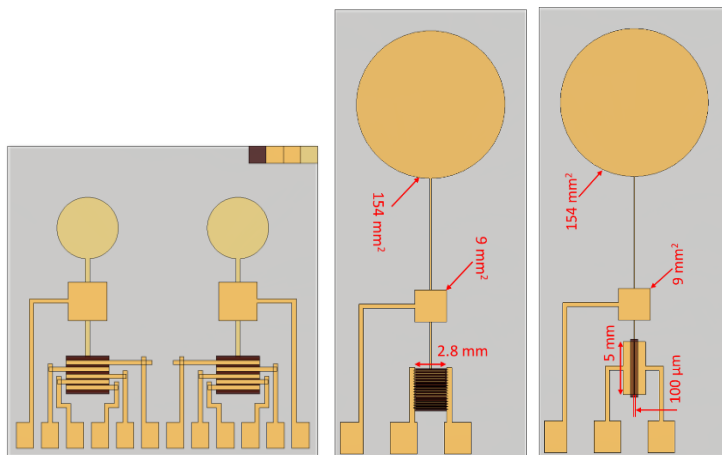


Obr. 4.2.1 Výsledok analýzy meracieho softvéru v prostredí MATLAB

Pri návrhu štruktúry sme sa zamerali na optimalizáciu geometrie tranzistora, kde bola kľúčová správna voľba rozloženia prvkov na substráte. To zahŕňalo umiestnenie hradlových elektród a optimalizáciu veľkosti a polohy snímacej elektródy tak, aby sa maximalizovala aktívna plocha interesujúca s analytom. V prvej verzii dizajnu bola napríklad zvýšená snímacia plocha a upravená hrúbka dielektrickej vrstvy voči referenčnému dizajnu z publikácii, čo prispelo k lepšej stabilite a zvýšenej citlivosti.

Okrem snímacej plochy a hrúbky dielektrika bola tiež zvolená špecifická geometria hradlových elektród na dosiahnutie čo najlepšej

funkčnosti senzora. Konkrétne sa jedna o usporiadanie do interdigitovaného vzoru. Toto usporiadanie umožňuje lepšie využitie celého tranzistorového prvku a efektívnejší prenos signálu. Následné verzie dizajnu boli postupne vylepšované, pričom bol zohľadnený dopad zmien na citlivosť, rozmery a výkon senzorov.



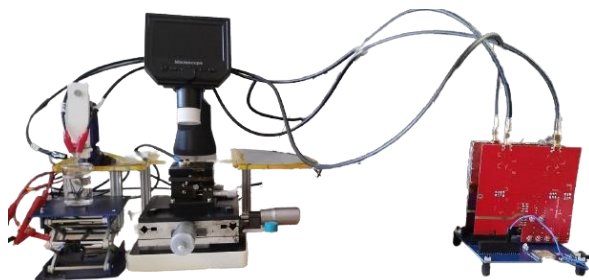
Obr. 4.2.2 Vývoj geometrie OCMFET senzorického prvku

Pričom optimalizáciou sa dosiahla lepšia citlivosť senzorov pri nižších prevádzkových napätiach, čo je dôležité pre praktické aplikácie, najmä pri detekcii nízkych koncentrácií biologických analyzátov. Týmto spôsobom sa podarilo vytvoriť tri rôzne verzie senzorov, ktoré boli postupne testované a upravované tak, aby vyhovovali konkrétnym požiadavkám pre diagnostické aplikácie.

4.3 Charakterizácia senzorickej štruktúry

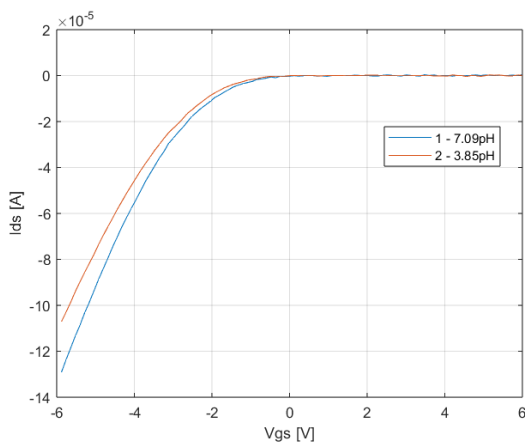
Následne po overení správnosti meracieho systému sme prešli na meranie už nami navrhnutých senzorických prvkov. Najprv boli zmerané

prevodové a výstupné charakteristiky pomocou vymeriavacieho prístroja *Keysight B1500A* a následne bol určený pracovný bod $V_{gs} -6$ V. Po tomto meraní sme sa senzoricky prvok zapojili náš vymeriavací systém a začali so sériou meraní kde sme postupne v sekvencií menili roztoky s rôznymi pH hodnotami (Obr. 4.3.1).



Obr. 4.3.1 Prvotné meranie pH senzora na báze OCMFET

Už pri prvotnej zmenené hodnoty pH z 7,09 na 3,85, sme pozorovali zmeny prevodovej charakteristiky je zobrazený na Obr. 4.3.2.



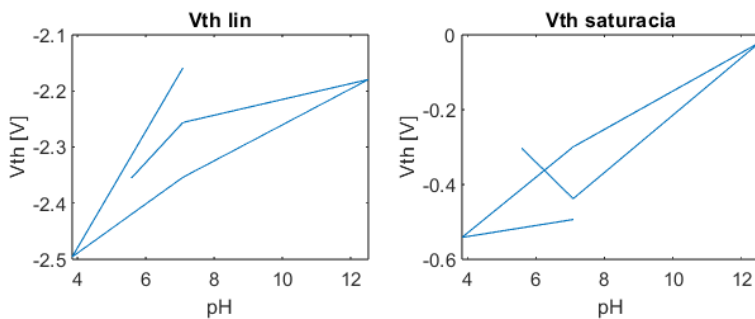
Obr. 4.3.2 Prvotné meranie pH senzora na báze OCMFET

Po tom ako sme zamenili roztok späť na roztok s pH 7,09 tak sa hodnota prahového napätia nevrátila na pôvodnú úroveň ale trend posunu prahového napätia zodpovedal očakávaniu. Následne keď sme pH zvýšili na 12,52 čo je silná zasada tak prahové napätia sa opäť posunulo očakávaním smerom. Taktiež po znížení pH opäť na základnú úroveň 7,09 sme pozorovali zmenu očakávaním smerom. Priebeh týchto meraní môžeme vidieť tabuľke 12. kde každá zmena mala časový rozostup približne 10 minút.

Tabuľka 1 Zmien parametrov tranzistora v závislosti od pH.

Meranie	pH	V_{TH_lin} [V]	V_{TH_sat} [V]	G_m [S]	S [V/dec]
1	7,09	-2,1589	-0,4937	-1,0194	-0,9810
2	3,85	-2,4955 ↑	-0,5415 ↑	-1,3375 ↑	-0,7476 ↓
3	7,09	-2,3539 ↓	-0,2996 ↓	-1,1748 ↓	-0,8512 ↑
4	12,52	-2,1797 ↓	-0,0210 ↓	-1,5310 ↑	-0,6532 ↓
5	7,09	-2,2563 ↑	-0,4380 ↑	-1,2929 ↓	-0,7735 ↑
6	5,57	-2,3560 ↑	-0,3018 ↓	-1,2973 ↑	-0,7708 ↓
7	9,01	-2,4333 ↑	-0,4098 ↑	-1,3650 ↑	-0,7326 ↓

Po vynesení závislosti nameraných parametrov voči hodnote pH vieme potvrdiť že samotný senzor je citlivý na pH prostredia, avšak trpí nestabilnou hystériou čo mohlo byť spôsobené degradáciou aktívneho materiálu na snímacej elektróde. Tieto závislosti môžeme pozorovať na grafoch na Obr. 78. Pričom citlivosť vytvoreného pH senzora sa pohybuje na úrovni 56,46 mV_{th}/pH s koeficient determinácie R^2 0,91809. Avšak tento senzor vykazuje hystereziu, kde zmena dosahuje až 11,4464%. Taktiež vzhľadom na nízky počet meraných bodov je vyhodnotenie strednej kvadratickej odchýlky otázné.



Obr. 4.3.3 Grafy závislosti zmeny parametrov tranzistora voči zmenám pH hodnôt prostredia

Dynamicke vlastnosti senzora neboli vyhodnocované z dôvodu, že meranie prúdovej chromatografie senzora spôsobuje napäťový stres a degradáciu samotného OFET prvku.

5 Zhrnutie výsledkov dizertačnej práce

Hlavné body tejto dizertačnej práce, ktoré boli uskutočnené, môžeme zhrnúť nasledovne:

- 1) Bol navrhnutý senzorický prvok na snímanie biologických podnetov na báze organického poľom riadeného tranzistora, ktorý dosahuje vysokú citlivosť a výťažnosť.
- 2) Bol navrhnutý senzorický prvok na snímanie biologických podnetov na báze anorganického MOSFET-P tranzistora.
- 3) Bol navrhnutý, optimalizovaný a realizovaný prenosný merací systém na charakterizáciu biosenzorických OFET prvkov, ktorý umožňuje merať prúdy na úrovni 1 nA a stimulovať tranzistor napätiami ± 30 V.
- 4) Bola navrhnutá a vyrobená konštrukcia s ohľadom na normu IEEE-1620 pre spoľahlivé meranie parametrov OFET tranzistora v štruktúre OCEMFET.
- 5) Bol navrhnutý softvér pre vyhodnocovanie parametrov OFET tranzistorov.
- 6) Bol pripravený biosenzorický OFET prvok pre detekciu pH a bola overená jeho funkčnosť v spojení s navrhnutým meracím systémom.

6 Conclusion

Organic biosensor transistors represent an interesting alternative to commercially used diagnostic CRP tests. Due to their eco-friendly and low-cost preparation technology, they can be of great benefit for mass testing at relatively low cost. The use of a transistor structure amplifies the measured signal by several folds, allowing us to achieve better sensitivities compared to commercially available sensors.

An analysis of the current state of the art of OFET-based biosensors has shown the potential for a wide range of applications from pH detection to glucose detection to DNA sequence detection. However, the analysis also revealed the necessity to develop a suitable sensor topology to achieve consistent results for the possibility of deployment in practice. Therefore, a large part of this work has dealt specifically with the design of the geometry and topology of the sensor itself to achieve the best possible sensitivity and reliability.

The next part of the thesis dealt with biosensors and OFET transistors, focusing mainly on the possibilities of preparing and characterizing the organic transistors themselves, which serve as charge transducers to change transistor parameters such as threshold voltage and subthreshold slope. Then we worked on the design of the measurement system, in which we divided the actual measurement of the transistor into functional blocks. We then described the blocks with basic operating characteristics and started to create initial simulations for them. We determined the boundary parameters for the elements used in each module and searched for the most optimal elements on the market that would be suitable for the measurement system. We then went back to the simulations, in which we verified the functionality using the found components and adjusted the values of the passive elements. After the

simulations, we moved on to the PCB design, where for several modules we had to use special techniques to achieve the smallest leakage currents and the best signal integrity. Once the design was completed, the individual modules were fabricated, fitted and characterized with a Keysight B1500A meter, which confirmed the functionality and suitability of the realized modules for this application.

We then integrated the designs of the individual modules into measurement units. This resulted in three types of cards, namely a card for current measurement, a card for voltage measurement and a card for voltage generation. These cards were based on the designs of the previous modules, while being modified to suppress their shortcomings that were detected during the previous experiments. The advantage of these modular cards, besides the fact that they can be quickly replaced in the measurement system, is that they are composed of separate modules that can be individually characterized during the manufacturing process, thus avoiding the production of a defective card.

Once the overall hardware part of the system was debugged, calibration measurements were performed, during which the firmware for the assessment system itself was created in parallel. Calibration measurements were performed for individual cards of the metering system. The first calibrated card was for small current measurement, where we calibrated all 3 measurement ranges. From these calibration measurements we created calibration curves where the coefficient of determination R^2 at the smallest measurement range was 0.9991398, at the medium range 0.99940979, and at the largest range 0.9999992. Also, at the smallest measurement range the error multiplicative error σ_k was 0.7198%, at the medium range it was 0.7173%, and at the largest range it was 0.012%. We then measured the calibration curve for the voltage measurement card where R^2 reaches values

for channel A of 0.9999994493 and for channel B of 0.9999992180, with the multiplicative error σ_k being 0.009911 % for channel A and 0.011817 % for channel B over ranges of ± 32 V. The last calibration was that of the voltage generating card, where R2 reaches values for channel A of 0.999969 and for channel B of 0.999967, while the multiplicative σ_k error for channel A is 0.072576 % and for channel B is 0.074760 % over ranges of ± 32 V.

The firmware itself has been designed so that the device will pass a self-test at startup to verify the device is functional and ready to perform transistor measurements. During the firmware debugging process, control software was also made that runs on an independent computer and communicates with the device via Bluetooth. This software, in addition to giving commands to the device to perform measurements, is also used to evaluate the transistor parameters, the transistor parameters being the output variable that detects the stimulus on the sensitive electrode.

We then moved on to the design and optimization of the structures, where we went through several variations of the geometry of the sensing element. Finally, we arrived at the optimal sizes of the different parts of the sensing element with a sensitivity of 7.02963 nC/V . These iterations were accompanied by a series of experiments in which we considered the reproducibility of the sensor element fabrication, the yield of the sensor element fabrication, and most importantly the electrical properties and stability of the sensor element. The actual characterization of each experiment was performed according to the IEEE-1620 standard and using a Keysight B1500A measurement device.

The last step was to verify the functionality of our proposed measurement system, where first control measurements were performed on inorganic elements and then we switched to control measurements on organic

DNTT OFET transistors. These control measurements matched with the measurements that were performed using the Keysight B1500A. The maximum error was at 1.72%, with a large portion of the error being degradation of the organic transistor itself. We then moved on to measurements on our proposed sensor element in the pH sensor application. Here, we observed a high sensitivity of the structure, namely at the level of $0.05646 \Delta V_{th}/\Delta pH$, which confirmed the functionality of the sensor structure itself. However, in addition to the large sensitivity, this sensor also exhibited a large hysteresis, namely at the level of 11.3% , and a low lifetime of the OFET element, which prevented us from characterizing the sensing element more qualitatively. Therefore, further investigations are required in the field of passivation of the OFET element as well as the sensing materials to be applied to the sensing part of the sensing element.

The actual contribution of the dissertation is thus the optimization of the design of the sensor structures and the innovative design of the electronic system for the measurement of small currents. The use of advanced electronic materials for sensing structures or achieving small current measurement accuracy comparable to state-of-the-art laboratory equipment contributes to the state-of-the-art in the science and pushes the frontiers of knowledge.

In conclusion, this dissertation has addressed the design of a sensing structure and the design of a portable measurement system that enables the measurement of these sensing elements. Also, this thesis is a contribution based on which the design and subsequent fabrication of different types of sensing elements is possible, whose detection will depend on the active material to be deposited on the sensing electrode.

7 Schlussfolgerung

Organische Biosensortransistoren stellen eine interessante Alternative zu den kommerziell verwendeten diagnostischen CRP-Tests dar. Aufgrund ihrer umweltfreundlichen und kostengünstigen Herstellungstechnologie können sie von großem Nutzen für Massentests zu relativ geringen Kosten sein. Durch die Verwendung einer Transistorstruktur wird das gemessene Signal um ein Vielfaches verstärkt, so dass wir im Vergleich zu handelsüblichen Sensoren bessere Empfindlichkeiten erzielen können.

Eine Analyse des aktuellen Stands der Technik von OFET-basierten Biosensoren hat das Potenzial für eine breite Palette von Anwendungen von der pH-Detektion über die Glukose-Detektion bis hin zur DNA-Sequenz-Detektion gezeigt. Die Analyse ergab jedoch auch die Notwendigkeit, eine geeignete Sensortopologie zu entwickeln, um konsistente Ergebnisse für einen möglichen Einsatz in der Praxis zu erzielen. Daher befasste sich ein großer Teil dieser Arbeit speziell mit dem Entwurf der Geometrie und Topologie des Sensors selbst, um die bestmögliche Empfindlichkeit und Zuverlässigkeit zu erreichen.

Im nächsten Teil der Dissertation befassten wir uns mit dem Thema Biosensoren und OFET-Transistoren, wobei wir uns vor allem auf die Möglichkeiten der Präparation und Charakterisierung der organischen Transistoren selbst konzentrierten, die als Ladungswandler zur Veränderung von Transistorparametern wie Schwellenspannung und Unterschwelldensteilheit dienen.

Anschließend erörterten wir den Aufbau eines Messsystems, bei dem wir die eigentliche Messung des Transistors in Funktionsblöcke unterteilten.

Anschließend beschrieben wir die Blöcke mit grundlegenden Betriebseigenschaften und begannen, erste Simulationen für sie zu erstellen. Wir bestimmten die Randparameter für die in jedem Modul verwendeten Elemente und suchten nach den optimalsten Elementen auf dem Markt, die sich für das Messsystem eignen würden. Anschließend gingen wir zurück zu den Simulationen, in denen wir die Funktionalität mit den gefundenen Komponenten überprüften und die Werte der passiven Elemente anpassten. Nach den Simulationen gingen wir zum Leiterplattendesign über, wo wir für mehrere Module spezielle Techniken anwenden mussten, um die geringsten Leckströme und die beste Signalintegrität zu erreichen. Nachdem das Design abgeschlossen war, wurden die einzelnen Module hergestellt, bestückt und mit einem Keysight B1500A Messgerät charakterisiert, was die Funktionalität und Eignung der realisierten Module für diese Anwendung bestätigte.

Anschließend haben wir die Entwürfe der einzelnen Module in Messeinheiten integriert. So entstanden drei Arten von Karten, nämlich eine Karte zur Strommessung, eine Karte zur Spannungsmessung und eine Karte zur Spannungserzeugung. Diese Karten basierten auf den Designs der vorherigen Module, wurden aber modifiziert, um deren Schwächen zu beseitigen, die bei den vorherigen Experimenten festgestellt worden waren. Der Vorteil dieser modularen Karten liegt neben der Tatsache, dass sie im Messsystem schnell ausgetauscht werden können, darin, dass sie aus separaten Modulen bestehen, die während des Herstellungsprozesses einzeln charakterisiert werden können, wodurch die Produktion einer defekten Karte vermieden wird.

Nachdem der gesamte Hardwareteil des Systems fehlerfrei war, wurden Kalibrierungsmessungen durchgeführt, bei denen parallel dazu die Firmware für das Bewertungssystem selbst erstellt wurde. Die Kalibrierungsmessungen wurden für einzelne Karten des Messsystems

durchgeführt. Die erste kalibrierte Karte war für die kleine Strommessung, wo wir alle 3 Messbereiche kalibrierten. Aus diesen Kalibrierungsmessungen wurden Kalibrierungskurven erstellt, bei denen das Bestimmtheitsmaß R^2 im kleinsten Messbereich 0,9991398, im mittleren Bereich 0,99940979 und im größten Bereich 0,9999992 betrug. Außerdem betrug der multiplikative Fehler σ_k im kleinsten Messbereich 0,7198 %, im mittleren Bereich 0,7173 % und im größten Bereich 0,012 %. Anschließend haben wir die Kalibrierungskurve für die Spannungsmesskarte gemessen, bei der R^2 für Kanal A einen Wert von 0,9999994493 und für Kanal B einen Wert von 0,9999992180 erreicht, wobei der Multiplikationsfehler σ_k für Kanal A 0,009911 % und für Kanal B 0,011817 % über Bereiche von ± 32 V beträgt. Die letzte Kalibrierung war die der Spannungserzeugungskarte, bei der R^2 Werte für Kanal A von 0,999969 und für Kanal B von 0,999967 erreicht, während der multiplikative σ_k -Fehler für Kanal A 0,072576 % und für Kanal B 0,074760 % über Bereiche von ± 32 V beträgt.

Die Firmware selbst wurde so entwickelt, dass das Gerät beim Start einen Selbsttest durchläuft, um sicherzustellen, dass das Gerät funktionsfähig und bereit ist, Transistormessungen durchzuführen. Während des Debugging-Prozesses der Firmware wurde auch eine Steuersoftware entwickelt, die auf einem unabhängigen Computer läuft und über Bluetooth mit dem Gerät kommuniziert. Diese Software gibt dem Gerät nicht nur Befehle zur Durchführung von Messungen, sondern dient auch zur Auswertung der Transistorparameter, die die Ausgangsvariable für die Erkennung des Reizes an der empfindlichen Elektrode darstellen.

Anschließend haben wir uns mit dem Entwurf und der Optimierung der Strukturen befasst, wobei wir mehrere Varianten der Geometrie des Sensorelements durchgespielt haben. Schließlich gelangten wir zu den optimalen Größen der verschiedenen Teile des Sensorelements mit einer

Empfindlichkeit von $7,02963 \text{ nC/V}$. Diese Iterationen wurden von einer Reihe von Experimenten begleitet, in denen wir die Reproduzierbarkeit der Herstellung des Sensorelements, die Ausbeute der Sensorelementherstellung und vor allem die elektrischen Eigenschaften und die Stabilität des Sensorelements prüften. Die eigentliche Charakterisierung jedes Experiments wurde gemäß dem IEEE-1620-Standard und unter Verwendung eines Keysight B1500A-Messgeräts durchgeführt.

Der letzte Schritt bestand darin, die Funktionalität des von uns vorgeschlagenen Messsystems zu überprüfen, wobei zunächst Kontrollmessungen an anorganischen Elementen durchgeführt wurden und wir dann zu Kontrollmessungen an organischen DNTT OFET-Transistoren übergingen. Diese Kontrollmessungen stimmten mit den Messungen überein, die mit dem Keysight B1500A durchgeführt wurden. Der maximale Fehler lag bei 1,72 %, wobei ein großer Teil des Fehlers auf die Verschlechterung des organischen Transistors selbst zurückzuführen ist. Wir gingen dann zu Messungen an unserem vorgeschlagenen Sensorelement in der pH-Sensoranwendung über. Hier konnten wir eine hohe Empfindlichkeit der Struktur feststellen, nämlich $0,05646 \Delta V_{th}/\Delta pH$, was die Funktionalität der Sensorstruktur selbst bestätigte. Neben der hohen Empfindlichkeit wies dieser Sensor jedoch auch eine große Hysterese von 11,3 % und eine geringe Lebensdauer des OFET-Elements auf, was uns daran hinderte, das Sensorelement qualitativ besser zu charakterisieren. Daher sind weitere Untersuchungen auf dem Gebiet der Passivierung des OFET-Elements sowie der Sensormaterialien erforderlich, die auf dem Sensorteil des Sensorelements verwendet werden sollen.

Der eigentliche Beitrag der Dissertation besteht also in der Optimierung des Designs der Sensorstrukturen und dem innovativen Entwurf des elektronischen Systems für die Messung kleiner Ströme. Die Verwendung

fortschrittlicher elektronischer Materialien für Sensorstrukturen oder das Erreichen einer Messgenauigkeit für kleine Ströme, die mit der modernster Laborgeräte vergleichbar ist, trägt zum Stand der Wissenschaft bei und erweitert die Grenzen des Wissens.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich diese Dissertation mit dem Entwurf einer Sensorstruktur und dem Entwurf eines tragbaren Messsystems befasst hat, das die Messung dieser Sensorelemente ermöglicht. Außerdem ist diese Arbeit ein Beitrag, auf dessen Grundlage der Entwurf und die anschließende Herstellung verschiedener Arten von Sensorelementen möglich ist, deren Erkennung von dem aktiven Material abhängt, das auf die Sensorelektrode aufgebracht wird.

8 Publikačná činnosť

ADC Vedecké práce v zahraničných karentovaných časopisoch (4)

- [1] **REŽO, Vratislav** [80%]; WEIS, Martin [20%]. Design of a Low-Cost and High-Precision Measurement System Suitable for Organic Transistors Electronics 2024, 13, 4475. <https://doi.org/10.3390/electronics13224475>
- [2] KHAN, Junaid[40%]; **REŽO, Vratislav**[15%]; VINCZE, Tomáš[10%]; WEIS, Martin[20%]; MOMIN, Syed Abdul[5%]; EL-ATAB, Nazek[5%]; JAAFAR, Mariatti[5%]. Flexible and highly selective NO₂ gas sensor based on direct-ink-writing of eco-friendly graphene oxide for smart wearable application. Chemosphere, s. 367.
- [3] HANIC, Michal [45%]; VINCZE, Tomáš [15%]; **REŽO, Vratislav** [10%]; WEIS, Martin [30%]. Nature of Ohmic and Schottky contacts on pentacene-based organic field-effect transistor. Synthetic Metals, 305. s. 2024.
Uložené v databáze: SCOPUS: 2-s2.0-85189860630
- [4] VAVRINSKÝ, Erik [31%]; EBRAHIMZADEH ESFAHANI, Niloofar [10%]; HAUSNER, Michal [10%]; KUZMA, Anton [8%]; REŽO, Vratislav [8%]; DONOVAL, Martin [8%]; KOSNÁČOVÁ, Helena [25%]. The current state of optical sensors in medical wearables. Biosensors, 12. s. 4.
Uložené v databáze: SCOPUS: 2-s2.0-85128633710

AFD Publikované príspevky na domácich vedeckých konferenciách (13)

- [1] **REŽO, Vratislav** [5%]; NEVŘELA, Juraj [45%]; WEIS, Martin [50%]. Opportunities and threats of printed electronics. In: MICHALKA, Miroslav; VINCZE, Andrej. 21. Škola vákuovej techniky. Bratislava: Slovenská vákuová spoločnosť, 2019, s. 140--143. ISBN 978-80-99905-01-7.
- [2] **REŽO, Vratislav** [5%]; WEIS, Martin [95%]. LED solar simulator for organic devices. In: KOVÁČ, Jaroslav; CHYMO, Filip; FEILER, Martin; JANDURA, Daniel. ADEPT 2020. Žilina: Vydavateľstvo EDIS, 2020, s. 143--146. ISBN 978-80-554-1735-6.
- [3] CHYMO, Filip [55%]; MIKOLÁŠEK, Miroslav [9%]; VINCZE, Tomáš [18%]; **REŽO, Vratislav** [18%]. Preparation and analysis of Ni/NiO based MIS photoanodes. In: JANDURA, Daniel; MANIAKOVÁ, P.; LETTRICHOVÁ, Ivana; KOVÁČ, Jaroslav. ADEPT 2021. Žilina: Vydavateľstvo EDIS, 2021, s. 107--110. ISBN 978-80-554-1806-3.

- [4] **REŽO, Vratislav** [20%]; MIČJAN, Michal [20%]; STUHLÍKOVÁ, Lubica [20%]; DONOVAL, Martin [20%]; JAGELKA, Martin [20%]. Air monitoring systems for schools and universities. In: FEILER, Martin; ZIMAN, Martin; KOVÁČOVÁ, Soňa; KOVÁČ, Jaroslav. *ADEPT 2022: 10th International conference on advances in electronic and photonic technologies*. Tatranská Lomnica, Slovakia. June 20-24, 2022. 1. vyd. Žilina : Vydavateľstvo EDIS, 2022, s. 242--245. ISBN 978-80-554-1884-1.

- [5] ČERNAJ, Ľuboš [20%]; ZÁVODNÍK, Tomáš [20%]; KOZÁRIK, Jozef [5%]; DEBNÁR, Tomáš [5%]; MIČJAN, Michal [5%]; DONOVAL, Martin [5%]; **REŽO, Vratislav** [15%]; VAVRINSKÝ, Erik [15%]; KOPÁNI, Martin [5%]; KOSNÁČOVÁ, Helena [5%]. Advanced ECG holter with 2.4 GHz communication. In: MAREK, Juraj; DONOVAL, Daniel; VAVRINSKÝ, Erik. *ASDAM 2022*. Danvers: IEEE, 2022, s. 143-146. ISBN 978-1-6654-6977-7.

- [6] **REŽO, Vratislav** [34%]; HANIC, Michal [33%]; WEIS, Martin [33%]. Small currents measurement in organic field-controlled transistors. In: MAREK, Juraj; DONOVAL, Daniel; VAVRINSKÝ, Erik. *ASDAM 2022*. Danvers: IEEE, 2022, s. 53--55. ISBN 978-1-6654-6977-7.

- [7] NEVŘELA, Juraj [24%]; **REŽO, Vratislav** [24%]; NOVOTA, Miroslav [23%]; VARDŽÁK, Adam [5%]; WEIS, Martin [24%]. Body temperature sensor based on PEDOT:PSS. In: MAREK, Juraj; DONOVAL, Daniel; VAVRINSKÝ, Erik. *ASDAM 2022*. Danvers: IEEE, 2022, s. 57--60. ISBN 978-1-6654-6977-7.

- [8] **REŽO, Vratislav** [20%]; HANIC, Michal [20%]; WEIS, Martin [20%]; DONOVAL, Martin [20%]; JAGELKA, Martin [20%]. Environmental chamber for measuring gas sensors. In: FEILER, Martin; ZIMAN, Martin; KOVÁČOVÁ, Soňa; KOVÁČ, Jaroslav. *ADEPT 2022: 10th International conference on advances in electronic and photonic technologies*. Tatranská Lomnica, Slovakia. June 20-24, 2022. 1. vyd. Žilina : Vydavateľstvo EDIS, 2022, s. 81--84. ISBN 978-80-554-1884-1.

- [9] NEVŘELA, Juraj [35%]; VARDŽÁK, Adam [5%]; **REŽO, Vratislav** [20%]; NOVOTA, Miroslav [20%]; WEIS, Martin [20%]. Organic field-effect transistors using ink-jet printing. In: FEILER, Martin; ZIMAN, Martin; KOVÁČOVÁ, Soňa; KOVÁČ, Jaroslav. *ADEPT 2022: 10th International conference on advances in electronic and photonic technologies*. Tatranská Lomnica, Slovakia. June 20-24, 2022. 1. vyd. Žilina : Vydavateľstvo EDIS, 2022, s. 230--233. ISBN 978-80-554-1884-1.

- [10] **REŽO, Vratislav** [50%]; WEIS, Martin [50%]. Flushing station for printhead of inkjet material printer Fujifilm Dimatix DMP-2850. In: JANDURA, Daniel; LETTRICHOVÁ, Ivana; KOVÁČ, Jaroslav. *ADEPT 2023: 11th International conference on advances in electronic and photonic technologies. Podbanské, Slovakia. June 12-15, 2023*. 1. vyd. Žilina : Vydavateľstvo EDIS, 2023, s. 217--220. ISBN 978-80-554-1977-0.
- [11] SOBOTA, Michal [50%]; NOVOTA, Miroslav [5%]; **REŽO, Vratislav** [10%]; MIČJAN, Michal [15%]; WEIS, Martin [20%]. Real-time monitoring of PEDOT:PSS conductivity increase for organic electrochemical transistors. In: JANDURA, Daniel; LETTRICHOVÁ, Ivana; KOVÁČ, Jaroslav. *ADEPT 2023: 11th International conference on advances in electronic and photonic technologies. Podbanské, Slovakia. June 12-15, 2023*. 1. vyd. Žilina : Vydavateľstvo EDIS, 2023, s. 230--233. ISBN 978-80-554-1977-0.
- [12] **REŽO, Vratislav** [80%]; GERHÁT, Filip [10%]; WEIS, Martin [10%]. Use of Modern Software Environments for Online Teaching of Microprocessor Programming. In: FEJEDELEM, Štefan. *ICETA 2023*. Danvers: IEEE, 2023, s. 415--420. ISBN 979-8-3503-7068-3.
- [13] GERHÁT, Filip [80%]; **REŽO, Vratislav** [10%]; MIČJAN, Michal [10%]. Hazardous Gas Sensor Measurement and Characterization. In: FEILER, Martin; ZIMAN, Martin; KOVÁČOVÁ, Soňa; KOVÁČ, Jaroslav. *ADEPT 2024*. Žilina: Vydavateľstvo EDIS, 2024, s. 133--136. ISBN 978-80-554-2109-4.

AGJ monografie, učebnice, skriptá, príručky, normy, patenty, výskumné správy, iné neperiodické publikácie (4)

- [1] MIČJAN, Michal [30%]; NEVŘELA, Juraj [20%]; DONOVAL, Martin [30%]; **REŽO, Vratislav** [20%]. Smart dávkovač liekov, automatizovaný systém personalizovaného dávkovania a distribúcie liekov a spôsob použitia: Prihláška úžitkového vzoru č. 102-2022, Dátum podania prihlášky: 01.08.2022, Dátum zverejnenia prihlášky: 21.12.2022, Vestník ÚPV SR č.: 24/2022. Banská Bystrica : Úrad priemyselného vlastníctva SR, 2022. 11 s.
- [2] MIČJAN, Michal [30%]; NEVŘELA, Juraj [20%]; DONOVAL, Martin [30%]; **REŽO, Vratislav** [20%]. Smart dávkovač liekov, automatizovaný systém personalizovaného dávkovania a distribúcie liekov a spôsob

použitia: Úžitkový vzor č. 9744, prihláška č. 102-2022, dátum zápisu: 05.04.2023, dátum oznámenia o sprístupnení dokumentu: 26.04.2023, Vestník ÚPV SR č. 8/2023. Banská Bystrica : Úrad priemyselného vlastníctva SR, 2023. 11 s.

- [3] **REŽO, Vratislav** [20%]; MIČJAN, Michal [20%]; NEVŘELA, Juraj [10%]; NOVOTA, Miroslav [10%]; VARDŽÁK, Adam [10%]; WEIS, Martin [20%]; DONOVAL, Martin [10%]. Nositeľný teplomer: prihláška patentu č. 91-2021, dátum podania prihlášky : 23.12.2021, dátum zverejnenia prihlášky: 12.07.2023, Vestník ÚPV SR č.: 13/2023. Banská Bystrica : Úrad priemyselného vlastníctva SR, 2023. 6 s.
- [4] MIČJAN, Michal [30%]; NEVŘELA, Juraj [20%]; DONOVAL, Martin [30%]; **REŽO, Vratislav** [20%]. *Smart dávkovač liekov, automatizovaný systém personalizovaného dávkovania a distribúcie liekov a spôsob použitia: Prihláška patentu č. 85-2022, Dátum podania prihlášky: 01.08.2022, Dátum zverejnenia prihlášky: 28.02.2024, Vestník ÚPV SR č.: 04/2024.* Banská Bystrica : Úrad priemyselného vlastníctva SR, 2024. 11 s.

Autor má 21 príspevkov z toho je 4 príspevkov v databáze SCOPUS

9 Zoznam použitej literatúry

- [1] Karunakaran, C., Bhargava, K., & Benjamin, R., *Biosensors and Bioelectronics*, Elsevier, 2015.
- [2] prof. Ing. Ivan Hotový, „Senzorika-prednášky“, STU FEI, Bratislava, 2018.
- [3] M. Šedivý, *Polovodičové senzory plynu pro detekci organických plynu a par*, Brno: VUT Brno, 2015.
- [4] Katedra leteckej technickej prípravy (KLTP), „Senzorika“, Letecká fakulta, Technická univerzita v Košiciach, 2009. [Online]. Available: <http://www.senzorika.leteckafakulta.sk/>. [Cit. 19 1 2021].
- [5] E. Bayaya, *Fabrication and Electrical Characterization of Field-Effect Transistors with Carbon-Based Materials*, zv. , Erlangen-Nürnberg: Friedrich-Alexander-Universität, 2016.
- [6] Buschow, K. H. J., Flemings, M. C., & Cahn, R. , *Encyclopedia of Materials: Science and Technology* (Second Edition), Elsevier Ltd., 2011.
- [7] M. Novota, *Vývoj technológií integrovaných obvodov na báze organických polovodičov*, Bratislava: STU FEI, 2019.
- [8] M. Mičjan, *Vývoj technológie pre rýchle prvky organickej elektroniky*, Bratislava, 2019.
- [9] Z. A. Lampion, H. F. Haneef, S. Anand, M. Waldrip, and O. D. Jurchescu, “Tutorial: Organic field-effect transistors: Materials, structure and operation,” *Journal of Applied Physics*, vol. 124, no. 7. AIP Publishing, Aug. 17, 2018. doi: 10.1063/1.5042255.
- [10] E. P. Tomlinson, M. E. Hay, and B. W. Boudouris, “Radical Polymers and Their Application to Organic Electronic Devices,” *Macromolecules*, vol. 47, no. 18. American Chemical Society (ACS), pp. 6145–6158, Sep. 15, 2014. doi: 10.1021/ma5014572.
- [11] C.-M. Keum, J.-H. Bae, M.-H. Kim, W. Choi, and S.-D. Lee, “Solution-processed low leakage organic field-effect transistors with self-pattern registration based on patterned dielectric barrier,” *Organic Electronics*, vol. 13, no. 5. Elsevier BV, pp. 778–783, May 2012. doi: 10.1016/j.orgel.2012.02.003.
- [12] V. K. Singh and B. Mazhari, “Accurate characterization of organic thin film transistors in the presence of gate leakage current,” *AIP Advances*, vol. 1, no. 4. AIP Publishing, Oct. 20, 2011. doi: 10.1063/1.3657786.
- [13] M. Waldrip, O. D. Jurchescu, D. J. Gundlach, and E. G. Bittle, “Contact Resistance in Organic Field-Effect Transistors: Conquering the Barrier,” *Advanced Functional Materials*, vol. 30, no. 20. Wiley, Sep. 19, 2019. doi: 10.1002/adfm.201904576.
- [14] S. Pretl, M. Kroupa, A. Hamacek, T. Dzugan, J. Reboun, and J. Cengery, “Characterization of the organic field-effect transistor based on solution processed P3HT,” 33rd International Spring Seminar on Electronics Technology, ISSE 2010. IEEE, May 2010. doi: 10.1109/isse.2010.5547249.
- [15] P. Magnone, P. A. Traverso, G. Barletta, and C. Fiegna, “Experimental characterization of low-frequency noise in power MOSFETs for defectiveness modelling and technology assessment,” *Measurement*, vol. 52. Elsevier BV, pp. 47–54, Jun. 2014. doi: 10.1016/j.measurement.2014.02.033.

- [16] Analog Devices, Inc., ADC Architectures III: Sigma-Delta ADC Basics, Analog Devices, Inc., 2011.
- [17] L. F. Rahman, F. A. Rudham, M. B. I. Reaz, and M. Marufuzzaman, "The evolution of digital to analog converter," 2016 International Conference on Advances in Electrical, Electronic and Systems Engineering (ICAEEES). IEEE, Nov. 2016. doi: 10.1109/icaees.2016.7888028.
- [18] Y. Diao, L. Shaw, Z. Bao, and S. C. B. Mannsfeld, "Morphology control strategies for solution-processed organic semiconductor thin films," *Energy Environ. Sci.*, vol. 7, no. 7. Royal Society of Chemistry (RSC), pp. 2145–2159, 2014. doi: 10.1039/c4ee00688g.
- [19] T. T.-H. Nguyen, C. M. Nguyen, M. A. Huynh, H. H. Vu, T.-K. Nguyen, and N.-T. Nguyen, "Field effect transistor based wearable biosensors for healthcare monitoring," *Journal of Nanobiotechnology*, vol. 21, no. 1. Springer Science and Business Media LLC, Nov. 07, 2023. doi: 10.1186/s12951-023-02153-1.
- [20] R. Colucci, H. F. de P. Barbosa, F. Günther, P. Cavassin, and G. C. Faria, "Recent advances in modeling organic electrochemical transistors," *Flexible and Printed Electronics*, vol. 5, no. 1. IOP Publishing, p. 013001, Jan. 16, 2020. doi: 10.1088/2058-8585/ab601b.
- [21] L. Bai, C. G. Elósegui, W. Li, P. Yu, J. Fei, and L. Mao, "Biological Applications of Organic Electrochemical Transistors: Electrochemical Biosensors and Electrophysiology Recording," *Frontiers in Chemistry*, vol. 7. Frontiers Media SA, May 07, 2019. doi: 10.3389/fchem.2019.00313.
- [22] F. A. Viola, A. Spanu, P. C. Ricci, A. Bonfiglio, and P. Cosseddu, "Ultrathin, flexible and multimodal tactile sensors based on organic field-effect transistors," *Scientific Reports*, vol. 8, no. 1. Springer Science and Business Media LLC, May 23, 2018. doi: 10.1038/s41598-018-26263-1.
- [23] C. Napoli et al., "Electronic Detection of DNA Hybridization by Coupling Organic Field-Effect Transistor-Based Sensors and Hairpin-Shaped Probes," *Sensors*, vol. 18, no. 4. MDPI AG, p. 990, Mar. 27, 2018. doi: 10.3390/s18040990.
- [24] A. Spanu, F. Viola, G. S. Lai, P. Cosseddu, P. C. Ricci, and A. Bonfiglio, "A reference-less pH sensor based on an organic field effect transistor with tunable sensitivity," *Organic Electronics*, vol. 48. Elsevier BV, pp. 188–193, Sep. 2017. doi: 10.1016/j.orgel.2017.06.010.
- [25] K. Ohshiro, Y. Sasaki, and T. Minami, "An extended-gate-type organic transistor-based enzymatic sensor for dopamine detection in human urine," *Talanta Open*, vol. 7. Elsevier BV, p. 100190, Aug. 2023. doi: 10.1016/j.talo.2023.100190.
- [26] M. Demelas, S. Lai, G. Casula, E. Scavetta, M. Barbaro, and A. Bonfiglio, "An organic, charge-modulated field effect transistor for DNA detection," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 171–172. Elsevier BV, pp. 198–203, Aug. 2012. doi: 10.1016/j.snb.2012.03.007.
- [27] S. Lai, M. Demelas, G. Casula, P. Cosseddu, M. Barbaro, and A. Bonfiglio, "Ultralow Voltage, OTFT-Based Sensor for Label-Free DNA Detection," *Advanced Materials*, vol. 25, no. 1. Wiley, pp. 103–107, Oct. 02, 2012. doi: 10.1002/adma.201202996.
- [28] A. Spanu, S. Lai, P. Cosseddu, M. Tedesco, S. Martinoia, and A. Bonfiglio, "An organic transistor-based system for reference-less electrophysiological

- monitoring of excitable cells,” *Scientific Reports*, vol. 5, no. 1. Springer Science and Business Media LLC, Mar. 06, 2015. doi: 10.1038/srep08807.
- [29] A. Mascia, A. Spanu, A. Bonfiglio, and P. Cosseddu, “Multimodal force and temperature tactile sensor based on a short-channel organic transistor with high sensitivity,” *Scientific Reports*, vol. 13, no. 1. Springer Science and Business Media LLC, Sep. 27, 2023. doi: 10.1038/s41598-023-43360-y.
 - [30] S. Lai, M. Barbaro, and A. Bonfiglio, “Organic FET-based DNA hybridization sensor with sub-picomolar sensitivity,” 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, Aug. 2015. doi: 10.1109/embc.2015.7320238.
 - [31] A. Caboni, E. Orgiu, E. Scavetta, M. Barbaro, and A. Bonfiglio, “Organic-based sensor for chemical detection in aqueous solution,” *Applied Physics Letters*, vol. 95, no. 12. AIP Publishing, Sep. 21, 2009. doi: 10.1063/1.3232252.
 - [32] S. Lai, M. Barbaro, and A. Bonfiglio, “Tailoring the sensing performances of an OFET-based biosensor,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 233. Elsevier BV, pp. 314–319, Oct. 2016. doi: 10.1016/j.snb.2016.04.095.
 - [33] S. P. White, K. D. Dorfman, and C. D. Frisbie, “Label-Free DNA Sensing Platform with Low-Voltage Electrolyte-Gated Transistors,” *Analytical Chemistry*, vol. 87, no. 3. American Chemical Society (ACS), pp. 1861–1866, Jan. 21, 2015. doi: 10.1021/ac503914x.
 - [34] C. Wendt, A. Bohnhorst, S. Zimmermann, and A. T. Kirk, “Ultra-low noise current meter for measuring quickly changing currents from attoampere to nanoampere,” *tm - Technisches Messen*, vol. 89, no. 12. Walter de Gruyter GmbH, pp. 847–858, Aug. 27, 2022. doi: 10.1515/teme-2022-0049.
 - [35] A. A. Mortuza et al., “Pico-current Measurement Challenges and Remedies: A Review,” *Universal Journal of Engineering Science*, vol. 5, no. 4. Horizon Research Publishing Co., Ltd., pp. 57–63, Nov. 2017. doi: 10.13189/ujes.2017.050401.
 - [36] A. Šatka, *prednášky Elektronické meranie, meracie prístroje a systémy*, Bratislava: UEF FEI, 2020.
 - [37] Texas instruments, „Noise analysis in operational amplifier circuits,“ Texas instruments, Texas, 2007.
 - [38] P. Horowitz and W. Hill, *The Art of Electronics* Paul Horowitz (Harvard University), Winfield Hill (Rowland Institute at Harvard). New York: Cambridge University Press, 2022.
 - [39] F. Elhami Nik, I. Matthiesen, A. Herland, and T. Winkler, “Low-Cost PVD Shadow Masks with Submillimeter Resolution from Laser-Cut Paper,” *Micromachines*, vol. 11, no. 7. MDPI AG, p. 676, Jul. 11, 2020. doi: 10.3390/mi11070676.
 - [40] F. Huang et al., “Reliable Mobility Evaluation of Organic Field-Effect Transistors With Different Contact Metals,” *IEEE Electron Device Letters*, vol. 40, no. 4. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), pp. 605–608, Apr. 2019. doi: 10.1109/led.2019.2901315.
 - [41] O. Marinov, M. Jamal Deen, C. Feng, and Y. Wu, “Precise parameter extraction technique for organic thin-film transistors operating in the linear regime,” *Journal of Applied Physics*, vol. 115, no. 3. AIP Publishing, Jan. 16, 2014. doi: 10.1063/1.4862043.

- [42] C. Liu, Y. Xu, and Y.-Y. Noh, "Contact engineering in organic field-effect transistors," *Materials Today*, vol. 18, no. 2. Elsevier BV, pp. 79–96, Mar. 2015. doi: 10.1016/j.mattod.2014.08.037.
- [43] J. Chang, Z. Lin, C. Zhang, and Y. Hao, "Organic Field-Effect Transistor: Device Physics, Materials, and Process," *Different Types of Field-Effect Transistors - Theory and Applications*. InTech, Jun. 07, 2017. doi: 10.5772/intechopen.68215.
- [44] K. Ryu, *Characterization of Organic Field Effect Transistors for OLED Displays*, Massachusetts : Massachusetts Institute of Technology, 2005.
- [45] S. Altazin et al., "Analytical modeling of the contact resistance in top gate/bottom contacts organic thin film transistors," *Organic Electronics*, vol. 12, no. 6. Elsevier BV, pp. 897–902, Jun. 2011. doi: 10.1016/j.orgel.2011.03.007.
- [46] C. Rolin, E. Kang, J.-H. Lee, G. Borghs, P. Heremans, and J. Genoe, "Charge carrier mobility in thin films of organic semiconductors by the gated van der Pauw method," *Nature Communications*, vol. 8, no. 1. Springer Science and Business Media LLC, Apr. 11, 2017. doi: 10.1038/ncomms14975.
- [47] M. Waldrip, O. D. Jurchescu, D. J. Gundlach, and E. G. Bittle, "Contact Resistance in Organic Field-Effect Transistors: Conquering the Barrier," *Advanced Functional Materials*, vol. 30, no. 20. Wiley, Sep. 19, 2019. doi: 10.1002/adfm.201904576.
- [48] C.-H. Kim and G. Horowitz, "Toward a Fully Analytical Contact Resistance Expression in Organic Transistors," *Materials*, vol. 12, no. 7. MDPI AG, p. 1169, Apr. 10, 2019. doi: 10.3390/ma12071169.
- [49] M. C. Hamilton, S. Martin, and J. Kanicki, "Field-Effect Mobility of Organic Polymer Thin-Film Transistors," *Chemistry of Materials*, vol. 16, no. 23. American Chemical Society (ACS), pp. 4699–4704, Oct. 26, 2004. doi: 10.1021/cm049613r.
- [50] P. W. M. Blom, "Polymer Electronics: To Be or Not to Be?," *Advanced Materials Technologies*, vol. 5, no. 6. Wiley, May 12, 2020. doi: 10.1002/admt.202000144.
- [51] E. G. Bittle, J. I. Basham, T. N. Jackson, O. D. Jurchescu, and D. J. Gundlach, "Mobility overestimation due to gated contacts in organic field-effect transistors," *Nature Communications*, vol. 7, no. 1. Springer Science and Business Media LLC, Mar. 10, 2016. doi: 10.1038/ncomms10908.
- [52] M. Małachowski and J. Żmija, "Organic field-effect transistors," *Opto-Electronics Review*, vol. 18, no. 2. Polish Academy of Sciences Chancellery, Jan. 01, 2010. doi: 10.2478/s11772-010-0008-9.
- [53] M. Menšík, P. Toman, U. Bielecka, W. Bartkowiak, J. Pfleger, and B. Paruzel, "On the methodology of the determination of charge concentration dependent mobility from organic field-effect transistor characteristics," *Physical Chemistry Chemical Physics*, vol. 20, no. 4. Royal Society of Chemistry (RSC), pp. 2308–2319, 2018. doi: 10.1039/c7cp06423c.
- [54] E. Vavrinský, „Cvičenia zo senzoriky,“ STU FEI, Bratislava, 2018.
- [55] C. D. Motchenbacher and J. A. Connelly, *Low-Noise Electronic System Design*. Wiley-Interscience, 1993.
- [56] A. D. Walt kester, „Taking the mystery out of the infamous formula, "SNR = 6.02N+1.76dB" and why you should care,“ *Analog devices*, 2008.
- [57] J. Dobeš, „Šumová analýza,“ Czech Technical University in Prague, Praha, 2013.

- [58] Y. H. Lee, M. Jang, M. Y. Lee, O. Y. Kweon, and J. H. Oh, "Flexible Field-Effect Transistor-Type Sensors Based on Conjugated Molecules," *Chem*, vol. 3, no. 5. Elsevier BV, pp. 724–763, Nov. 2017. doi: 10.1016/j.chempr.2017.10.005.
- [59] T. Minamiki, S. Tokito, and T. Menami, "Fabrication of a Flexible Biosensor Based on an Organic Field-effect Transistor for Lactate Detection," *Analytical Sciences*, vol. 35, no. 1. Springer Science and Business Media LLC, pp. 103–106, Aug. 24, 2018. doi: 10.2116/analsci.18sbn02.
- [60] X. Ji, P. Zhou, L. Zhong, A. Xu, A. C. O. Tsang, and P. K. L. Chan, "Smart Surgical Catheter for C-Reactive Protein Sensing Based on an Imperceptible Organic Transistor," *Advanced Science*, vol. 5, no. 6. Wiley, May 02, 2018. doi: 10.1002/advs.201701053.