

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Одеський національний університет імені
І. І. Мечникова

MINISTRY OF EDUCATION AND SCIENCE
OF UKRAINE
Odesa I. I. Mechnykov National University

**СЕНСОРНА
ЕЛЕКТРОНІКА
І МІКРОСИСТЕМНІ
ТЕХНОЛОГІЇ
2020 — Т. 17, № 4**

**SENSOR
ELECTRONICS
AND MICROSYSTEM
TECHNOLOGIES
2020 — VOL. 17, № 4**

Науково-технічний журнал

Scientific and Technical Journal

Заснований 13.11.2003 року
Виходить 4 рази на рік

It is based 13.11.2003 року
The Journal issue four times a year

УДК 681.586

UDC 681.586

Засновник Одеський національний
університет імені І. І. Мечникова

Founded by Odesa I. I. Mechnykov
National University

За підтримки Українського фізичного
товариства

At support of the Ukrainian Physical
Society

Свідоцтво про державну реєстрацію
КВ № 8131

Certificate of State Registration KB № 8131

Журнал входить до переліку фахових видань
ВАК України з фізико-математичних,
технічних та біологічних наук

The Journal is a part of list of the issues
recommended by SAK of Ukraine on physical
and mathematical, engineering and biological
sciences

Журнал реферується РЖ «Джерело»
і ВІНІТІ (Росія), включено в міжнародні бази
Index Copernicus, РІНЦ, наукова електронна
бібліотека Cross Ref. Elibrary, Directory of
Research Journal Indexing, General Impact
Factor EBSCO

The Journal is reviewed by RJ “Djereło”
and RJ ICSTI (Russia), is included in the
International Base Index Copernicus, RSCI,
Cross Ref. Elibrary, Directory of Research
Journal Indexing, General Impact Factor
EBSCO

Видається за рішенням Вченої ради
Одеського національного університету
імені І. І. Мечникова
Протокол №6 від 15.12.2020 р

Publishes on the resolution of Odesa
I. I. Mechnykov National University
Scientific Council
Transaction № 6, 15.12.2020

Адреса редакції:
вул. Дворянська, 2, МННФТЦ (НДЛІ-3),
Одеський національний університет
імені І. І. Мечникова, Одеса, 65082, Україна.
Тел./Факс: +38(048)723-34-61

Editorial address:
2, Dvoryanskaya Str., ISEPTC (RL-3),
Odesa I. I. Mechnykov National University,
Odesa, 65082, Ukraine.
Ph./Fax: +38(048)723-34-61

Редакційна колегія

Головний редактор – **В. А. Сминтина**
Заступник головного редактора – **Я. І. Лепіх**
А. П. Балабан (Одеса, Україна) –
відповідальний секретар

О. Є. Беляєв (Київ, Україна)
І. В. Блонський (Київ, Україна)
В. Г. Вербицький (Київ, Україна)
Б. М. Галкін (Одеса, Україна)
Ю. В. Гуляєв (Москва, Росія)
Ю. О. Гунченко (Одеса, Україна)
А. Д'Аміко (Рим, Італія)
Н. Джаффрезік Рене (Ліон, Франція)
С. В. Дзядевич (Київ, Україна)
Г. В. Сльська (Київ, Україна)
В. О. Іваниця (Одеса, Україна)
О. М. Калашніков (Ноттінгем, Велика Британія)
О. В. Коваленко (Дніпро, Україна)
І. А. Кравченко (Одеса, Україна)
В. Г. Литовченко (Київ, Україна)
С. В. Ленков (Київ, Україна)
Є. В. Малахов (Одеса, Україна)
А. Медвідь (Ріга, Латвія)
А. С. Опанасюк (Суми, Україна)
С. М. Рябченко (Київ, Україна)
В. А. Скришевський (Київ, Україна)
О. П. Солдаткін (Київ, Україна)
М. Ф. Стародуб (Київ, Україна)
Й. М. Стахіра (Львів, Україна)
М. В. Стріха (Київ, Україна)
М. В. Ткач (Чернівці, Україна)
А. Чаудхрі (Чандігар, Індія)
Є. М. Шерегій (Жешув, Польща)

Editorial Board

Editor-in-Chief – **V. A. Smyntyna**
Vice Editor-in-Chief – **Ya. I. Lepikh**
A. P. Balaban (Odesa, Ukraine) –
responsible editor

A. E. Belyaev (Kiev, Ukraine)
I. V. Blonskii (Kiev, Ukraine)
V. G. Verbitsky (Kiev, Ukraine)
B. M. Galkin (Odesa, Ukraine)
Yu. A. Gulyaev (Moscow, Russia)
Yu. O. Gunchenko (Odesa, Ukraine)
A. D'Amiko (Rome, Italy)
N. Jaffrezik Renault (Lyon, France)
S. V. Dzyadevych (Kiev, Ukraine)
G. V. Elskaya (Kiev, Ukraine)
V. O. Ivanytsia (Odesa, Ukraine)
O. M. Kalashnikov (Nottingham, United Kingdom)
O. V. Kovalenko (Dnipro, Ukraine)
I. A. Kravchenko (Odesa, Ukraine)
V. G. Litovchenko (Kiev, Ukraine)
S. V. Lenkov (Kiev, Ukraine)
E. V. Malakhov (Odesa, Ukraine)
Arturs Medvids (Riga, Latvia)
A. S. Opanasyuk (Sumy, Ukraine)
S. M. Ryabchenko (Kiev, Ukraine)
V. A. Skryshevsky (Kiev, Ukraine)
A. P. Soldatkin (Kiev, Ukraine)
N. F. Starodub (Kiev, Ukraine)
J. M. Stakhira (Lviv, Ukraine)
M. V. Strikha (Kiev, Ukraine)
M. V. Tkach (Chernivtsi, Ukraine)
A. Chaundhri (Chandigarh, India)
E. M. Sheregii (Rzeszow, Poland)

Науковий редактор випуску
та відповідальний за випуск – **Я. І. Лепіх**

ЗМІСТ

CONTENTS

**Фізичні, хімічні та інші явища, на основі яких можуть бути створені сенсори
Physical, chemical and other phenomena, as the bases of sensors**

Yu. A. Kruglyak, M. V. Strikha

PHYSICS OF NANOTRANSISTORS:
UNIFICATION OF TRANSMISSION
MODEL WITH VIRTUAL SOURCE
MODEL – MVS-TRANSMISSION
MODEL 4

Ю. О. Кругляк, М. В. Стріха

ФІЗИКА НАНОТРАНЗИСТОРІВ:
ОБ'ЄДНАННЯ МОДЕЛІ ПРОХОДЖЕННЯ
ТА МОДЕЛІ ВІРТУАЛЬНОГО ВИТОКУ –
МОДЕЛЬ MVS-ПРОХОДЖЕННЯ**Сенсори фізичних величин
Physical sensors**M. A. Glauberman, Ya. I. Lepikh,
A. P. Balaban, P. O. SnigurMETHODS OF THE GAUGES BASED ON
THE MAGNETOSENSITIVE TRANSISTOR
STRUCTURE CHARACTERISTIC
STABILIZATION 23М. А. Глауберман, Я. І. Лепіх, А. П. Балабан,
П. О. СнігурМЕТОДИ СТАБІЛІЗАЦІЇ
ХАРАКТЕРИСТИК ДАТЧИКІВ
НА ОСНОВІ МАГНІТОЧУТЛИВИХ
ТРАНЗИСТОРНИХ СТРУКТУР**Біосенсори
Biosensors**O. O. Soldatkin, D. V. Siediuko,
D. Yu. Kucherenko, I. S. Kucherenko,
S. V. Dzyadevych, A. P. SoldatkinDEVELOPMENT OF ENZYME
CONDUCTOMETRIC BIOSENSOR FOR
DOPAMINE DETERMINATION
IN AQUEOUS SAMPLES 29O. O. Soldatkin, D. V. Siediuko,
D. Yu. Kucherenko, I. S. Kucherenko,
S. V. Dzyadevych, O. P. SoldatkinРОЗРОБКА ФЕРМЕНТНОГО
КОНДУКТОМЕТРИЧНОГО БІОСЕНСОРА
ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ДОФАМІНУ
В ВОДНИХ ЗРАЗКАХ**Матеріали для сенсорів
Sensor materials**P. D. Maryanchuk, M. M. Solovan,
T. T. Kovaliuk, A. I. Mostovyi, M. M. HrytsiukELECTRICAL AND PHOTOELECTRIC
PROPERTIES OF SCHOTTKY DIODES
GRAPHITE/n-Si PREPARED BY THE
PENCIL-ON-SEMICONDUCTOR
METHOD 44П. Д. Мар'янчук, М. М. Солован,
Т. Т. Ковалюк, А. І. Мостовий, М. М. ГрицюкЕЛЕКТРИЧНІ ТА ФОТОЕЛЕКТРИЧНІ
ВЛАСТИВОСТІ ДІОДІВ ШОТТКІ ГРАФІТ/
n-Si ВИГОТОВЛЕНИХ ЗА МЕТОДИКОЮ
«ОЛІВЕЦЬ-НА-НАПІВПРОВІДНИКУ»**Інформація для авторів****Вимоги до оформлення статей
у журнал 52****Information for authors****The requirements on papers
preparation 55**

ФІЗИЧНІ, ХІМІЧНІ ТА ІНШІ ЯВИЩА, НА ОСНОВІ ЯКИХ МОЖУТЬ БУТИ СТВОРЕНІ СЕНСОРИ

PHYSICAL, CHEMICAL AND OTHER PHENOMENA, AS THE BASES OF SENSORS

PACS numbers: 71.15.Mb, 71.20.-b, 73.22.Pr, 73.23.Ad, 84.32.Ff, 85.35.-p

DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2020.4.219307>

ФІЗИКА НАНОТРАНЗИСТОРІВ: ОБ'ЄДНАННЯ МОДЕЛІ ПРОХОДЖЕННЯ ТА МОДЕЛІ ВІРТУАЛЬНОГО ВИТОКУ – МОДЕЛЬ MVS-ПРОХОДЖЕННЯ

Ю. О. Кругляк, М. В. Стріха*

Одеський державний екологічний університет,
факультет комп'ютерних наук,
вул. Львівська, 15, Одеса, Україна

* Київський національний університет ім. Т. Шевченка,
факультет радіофізики, електроніки і комп'ютерних систем,
пр. Глушкова, 4г, Київ, Україна, тел. (044) 526 0532;

Інститут фізики напівпровідників ім. В.Є.Лашкарьова НАН України,
пр. Науки, 41, Київ, Україна, тел. (044) 525 6033,

E-mail: maksym_strikha@hotmail.com

ФІЗИКА НАНОТРАНЗИСТОРІВ: ОБ'ЄДНАННЯ МОДЕЛІ ПРОХОДЖЕННЯ ТА МОДЕЛІ ВІРТУАЛЬНОГО ВИТОКУ – МОДЕЛЬ MVS-ПРОХОДЖЕННЯ

Ю. О. Кругляк, М. В. Стріха

Анотація. У восьмій із нової серії методично-оглядових статей, орієнтованих на дослідників, студентів, аспірантів та викладачів вищої школи, ми показали, що модель проходження може бути близько співвіднесено з моделлю віртуального витоку. Простою заміною дифузійної рухливості μ в моделі віртуального витоку на формальну рухливість μ_{app} для лінійного струму одержано коректні результати для всього діапазону від балістичного до дифузійного граничного випадку. Заміною обмеженої розсіянням швидкості насичення v_{sat} на швидкість впорскування v_{inj} одержано коректну величину струму I_{ON} . Порівняння передбачень теорії з експериментально вимірними характеристиками показує, що нанотранзистори на кремнійовій підкладці працюють доволі далеко від балістичного режиму, натомість нанорозмірні III-V FET працюють дуже близько до балістичної межі.

Ключові слова: наноелектроніка, польовий транзистор, MOSFET, модель ЛДЛ, метрика транзисторів, модель MVS/проходження.

PHYSICS OF NANOTRANSISTORS: UNIFICATION OF TRANSMISSION MODEL WITH VIRTUAL SOURCE MODEL – MVS-TRANSMISSION MODEL

Yu. A. Kruglyak, M. V. Strikha

Abstract. In the eighth one from the line our new tutorial reviews, directed to serve students, university teachers and researchers, it is shown that the transmission model can be closely related to the virtual source model. By simply replacing the diffusion mobility μ in the virtual source model by the apparent mobility μ_{app} for a linear current, we obtain the correct results from the ballistic limit to the diffusion limit. By replacing the saturation rate v_{sat} limited by scattering by the injection rate v_{inj} , we obtain the correct value of the current I_{ON} . A comparison of the experimentally measured characteristics shows that nanotransistors on a silicon substrate work very far from the ballistic limit, while nanosized III-V FETs work very close to the ballistic limit.

Keywords: nanoelectronics, field effect transistor, MOSFET, LDL model, transistor metrics, MVS/transmission model.

ФИЗИКА НАНОТРАНЗИСТОРОВ: ОБЪЕДИНЕНИЕ МОДЕЛИ ПРОХОЖДЕНИЯ И МОДЕЛИ ВИРТУАЛЬНОГО ИСТОКА – МОДЕЛЬ MVS-ПРОХОЖДЕНИЯ

Ю. А. Кругляк, М. В. Стриха

Аннотация. В восьмой из новой серии наших методических обзорных статей, ориентированных на студентов, аспирантов, преподавателей высшей школы и исследователей, показано, что модель прохождения может быть тесно увязана с моделью виртуального истока. Простой заменой диффузионной подвижности μ в модели виртуального истока на кажущуюся подвижность μ_{app} для линейного тока получаем корректные результаты от баллистического до диффузионного предела. Заменой ограниченной рассеянием скорости насыщения v_{sat} на скорость впрыскивания v_{inj} получаем корректную величину тока I_{ON} . Сравнение экспериментально измеренных характеристик показывает, что нанотранзисторы на кремниевой подложке работают весьма далеко от баллистического предела, тогда как наноразмерные III-V FET работают очень близко к баллистическому пределу.

Ключевые слова: нанoeлектроника, полевой транзистор, MOSFET, модель ЛДЛ, метрика транзисторов, модель MVS/прохождения.

1. Вступ

Основним пристроєм сучасної електроніки залишається польовий транзистор метал-діелектрик-напівпровідник з ізолюваним затвором MOSFET, а тому розуміння базових принципів його роботи належить до обов'язкових компетенцій кожного сучасного науковця, викладача чи інженера, причетного до цієї сфери. Теорію роботи MOSFET було побудовано ще в 60-ті роки минулого століття. Відтоді вона зазнала суттєвого розвитку; проте в основному підхід до моделювання транзисторів залишився той самий, що й 50 років тому.

У першій з нової серії наших методичних оглядових статей, що друкуються в журналі «Сенсорна електроніка і мікросистемні технології» починаючи з №4, 2018, ми дали загальний опис транзистора MOSFET, що є базовим пристроєм сучасної електроніки. Нашу наступну статтю було присвячено викладові класичної теорії MOSFET. У подальших двох статтях розглянуто фізику процесів у напівпровідниковому каналі MOSFET та 2D електростатистику MOS й зумовлені нею ефекти.

У подальшій у черзі статті ми розглянули узагальнену модель електронного транспорту Ландауера – Датта – Лундстрома (ЛДЛ) стосовно до 2D каналів провідності польових транзисторів MOSFET, а після того, продовжуючи виклад фізичних принципів моделювання нанотранзисторів, ми запровадили поняття про балістичну швидкість впорскування і розглянули її особливості, що надалі дозволило об'єднати балістичну модель MOSFET з моделлю віртуального витоку.

Нарешті, в [1] ми спершу якісно розглянули розсіювання електронів і ввели поняття коефіцієнту проходження, а потім побудували модель проходження MOSFET на основі узагальненої моделі ЛДЛ з урахуванням розсіювання.

У цій статті ми об'єднаємо побудовані раніше моделі проходження з урахуванням розсіювання, та віртуального витоку. Вирази (36) статті [1] дають зведення формул моделі проходження для розрахунку вихідних характеристик MOSFET. Струм стоку в моделі віртуального витоку для значень (V_{GS}, V_{DS}) вихідної характеристики обчислюють за виразом (18) статті [2], використовуючи для заряду формулу (19) і для швидкості – формули (24–26) цієї ж статті. Встановимо зв'язок між цими двома викладеними в наших попередніх статтях моделями.

Почнімо з виразу (18) статті [2] для струму як добутку заряду на швидкість:

$$I_{DS} = W \left| \underline{Q}(V_{GS}, V_{DS}) \right|_{x=0} \times \left| v_x(V_{GS}, V_{DS}) \right|_{x=0}. \quad (1)$$

Електронний заряд обчислюємо з електростатики MOS. Далі потрібно буде визначити середню швидкість електронів на вершині бар'єру. У моделях проходження та в моделі віртуального витоку її обчислюють по-різному.

Резюме моделі проходження

Нехай електрони в каналі провідності підлягають статистиці Максвелла – Больцмана (MB). Тоді струм описується виразом (36) статті [1]. Заряд у точці (V_{GS}, V_{DS}) визначається електростатикою MOS. У випадку статистики MB немає потреби точно знати значення енергії рівня Фермі – важливо, що він розташований у забороненій зоні принаймні на kT

нижче від дна зони провідності. Швидкість впорскування дорівнює

$$v_{inj} = v_T \left(\frac{T}{2-T} \right), \quad (2)$$

де балістична швидкість впорскування в максвел-больцманівському випадку v_T дається виразом (25) статті [2]:

$$v_T = \sqrt{\frac{2kT}{\pi m^*}}. \quad (3)$$

Середня швидкість електронів на вершині бар'єру в точці (V_{GS}, V_{DS})

$$\left. v_x(V_{GS}, V_{DS}) \right|_{x=0} = F_{SAT}(V_{DS}) v_{inj}, \quad (4)$$

де

$$F_{SAT}(V_{DS}) = \left[\frac{1 - e^{-qV_{DS}/kT}}{1 + \left(\frac{T}{2-T} \right) e^{-qV_{DS}/kT}} \right]. \quad (5)$$

Струм остаточно одержуємо за (1) з урахуванням термінальних опорів.

Складнощі в цьому алгоритмі обчислень пов'язано тільки з розрахунком $T(V_{DS})$. Для низьких V_{DS} коефіцієнт проходження описується формулою (39) статті [1]:

$$T_{LIN} = \frac{\lambda_{LIN}}{\lambda_{LIN} + L}, \quad (6)$$

а для високих V_{DS} – виразом (40) статті [1]:

$$T_{SAT} = \frac{L_{SAT}}{L_{SAT} + \ell}. \quad (7)$$

Як уже зазначали раніше, прийнятним є наближення

$$\lambda_{LIN} \approx \lambda_{SAT} = \lambda_0. \quad (8)$$

Значення критичної довжини ℓ оцінити не просто [3 – 5], натомість вирази для лінійного струму і струму насичення в моделі MOSFET ЛДЛ легко пов'язати з виразами для моделі VS. Згідно з формулами (37) та (38) статті [1], ці вирази такі:

$$I_{DLIN} = W \left| \underline{Q}(V_{GS}) \right| T_{LIN} \frac{v_T}{2kT/q} V_{DS}, \quad (9)$$

$$I_{DSAT} = W \left| \underline{Q}(V_{GS}) \right| v_{inj} = W \left| \underline{Q}(V_{GS}) \right| \left(\frac{T_{SAT}}{2-T_{SAT}} \right) v_T.$$

Покажемо, що ці вирази легко пов'язати з формулами традиційної моделі MOSFET та моделі віртуального витоку.

Резюме моделі віртуального витоку

Ця модель так само має базовий вираз (1), але середня швидкість на вершині бар'єру обчислюється вже за формулою (24) статті [2]

$$\langle v_x(V_{GS}, V_{DS}) \rangle \Big|_{x=0} = F_{SAT}(V_{DS}) v_{sat}, \quad (10)$$

де залежність середньої швидкості від напруги на стоку дає емпірична функція насичення струму стоку, визначена формулою (25) статті [2],

$$F_{SAT}(V_{DS}) = \frac{V_{DS}/V_{DSAT}}{\left[1 + (V_{DS}/V_{DSAT})^\beta\right]^{1/\beta}}, \quad (11)$$

де

$$V_{DSAT} = \frac{v_{sat} L}{\mu}. \quad (12)$$

Заряд можемо обчислити, наприклад, за виразом (19) статті [2]. Слід так само врахувати термінальні опори.

Для невеликих напруг на стоку

$$F_{SAT} \rightarrow V_{DS}/V_{DSAT}$$

і

$$\langle v_x(V_{GS}, V_{DS}) \rangle \Big|_{x=0} \rightarrow \mu V_{DS}/L.$$

Лінійний струм у моделі VS

$$I_{DLIN} = \frac{W}{L} |Q(V_{GS})| \mu V_{DS} \quad (13)$$

збігається з виразом у традиційній моделі MOSFET. Для великих значень V_{DS} формула (10) зводиться до традиційного виразу для швидкості насичення

$$I_{DSAT} = W |Q(V_{GS}, V_{DS})| v_{sat}. \quad (14)$$

По суті, модель віртуального витоку – це напівемпірична модель, яка дозволяє «вписати» теоретичну криву в експериментально виміряну вихідну характеристику. В випадку короткоканальних MOSFET параметри μ та v_{sat} потрібно замінити їхніми новими уточненими значеннями:

$$\mu \rightarrow \mu_{app}, \quad v_{sat} \rightarrow v_{inj}. \quad (15)$$

Раніше ми показали [2], що в балістичному випадку формальна рухливість μ_{app} і швидкість впорскування v_{inj} мають зрозумілий фізичний зміст. Далі ми інтерпретуємо ці два параметри вже з урахуванням розсіювання.

2. Об'єднання моделі проходження та моделі віртуального витоку

Наше завдання – об'єднуючи обидві моделі, зрозуміти фізичний зміст формальної рухливості та швидкості впорскування.

Лінійна область

Використовуючи вираз (39) статті [1] для проходження $T_{LIN} = \lambda_0/(\lambda_0 + L)$, перепишемо (9) так:

$$\begin{aligned} I_{DLIN} &= \frac{W}{L} |Q(V_{GS})| (T_{LIN} L) \left(\frac{v_T}{2kT/q} \right) V_{DS} = \\ &= \frac{W}{L} |Q| \left(\frac{1}{(1/\lambda_0) + (1/L)} \right) \left(\frac{v_T}{2kT/q} \right) V_{DS}. \end{aligned} \quad (16)$$

Пригадаємо визначення рухливості (50) зі статті [6]

$$\mu = \frac{D}{kT/q} = \frac{v_T \lambda_0}{2kT/q} \quad (17)$$

й балістичної рухливості (54) з тієї ж статті

$$\mu_B = \frac{v_T L}{2kT/q}. \quad (18)$$

Використовуючи ці визначення, перепишемо (16) в вигляді

$$\begin{aligned} I_{DLIN} &= \frac{W}{L} |Q| \left(\frac{1}{(1/\mu) + (1/\mu_B)} \right) V_{DS} = \\ &= \frac{W}{L} |Q| \mu_{app} V_{DS}, \end{aligned} \quad (19)$$

де формальну рухливість визначено як

$$\frac{1}{\mu_{app}} = \frac{1}{\mu} + \frac{1}{\mu_B}. \quad (20)$$

Такий рецепт знаходження результуючої величини як суми ймовірностей двох незалежних процесів, які до неї призводять, пояснює, зокрема, відоме правило Матіессена [4], що було встановлене ще в середині XIX століття для суми складових електричного опору, пов'язаних із розсіянням на коливаннях іонів кристалічної ґратки та на домішках.

Як ми вже зазначали раніше [2], балістична рухливість відповідає ситуації, коли середня довжина вільного пробігу стає рівною довжині каналу провідності. Електрони інтенсивно розсіюються в контактах витоку та стоку, тож коли канал провідності балістичний, то відстань між двома послідовними актами розсіяння дорівнює довжині каналу. Використовуючи балістичну рухливість у (19), лінійний струм у балістичному MOSFET можна записати в традиційній формі (13).

Згідно з (20), формальна рухливість MOSFET завжди менша від найменшої з двох рухливостей – балістичної μ_B чи дифузійної μ . Для довгого каналу MOSFET $\mu < \mu_B$: формальна рухливість обмежена дифузійною рухливістю. Для нанотранзисторів $\mu > \mu_B$: формальну рухливість визначає балістична рухливість. Звернімо увагу на те, що традиційний вираз для лінійного струму (13) може помилково передбачити струм, більший від балістичної межі, якщо канал провідності достатньо короткий, але якщо традиційну рухливість замінити на формальну, то цього не станеться.

В лінійній області MOSFET поводить себе як резистор, контрольований прикладеною напругою на затворі (рис. 1).

З (19) випливає, що опір каналу провідності дорівнює

$$R_{ch} = \frac{V_{DS}}{I_{DLIN}} = \frac{L}{W |Q| \mu_{app}}. \quad (21)$$

На практиці зазвичай враховують термінальні опори, тому лінійний струм

$$I_{DLIN} = \frac{V_{DS}}{R_{ch} + R_S + R_D} = \frac{V_{DS}}{R_{TOT}}. \quad (22)$$

«Вписуючи» експериментально виміряну вхідну характеристику в лінійній області в модель віртуального витоку, можна одержати значення термінальних опорів і формальної рухливості.

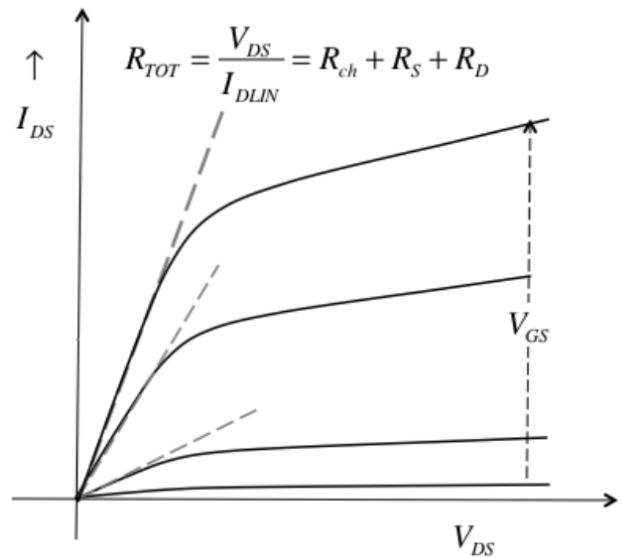


Рис. 1. Зв'язок лінійного струму з опором каналу й термінальними опорами. Для визначеної напруги на затворі опір каналу (21) обернено пропорційний формальній рухливості

Отже, ми показали, що лінійний струм у моделі проходження (19) можна записати в дифузійній формі (13), прийнятій у моделі віртуального витоку, якщо традиційну дифузійно контрольовану рухливість μ замінити на формальну рухливість μ_{app} .

Область насичення

Формула (9) свідчить про те, що в області насичення важливу роль відіграє множник $T_{SAT} / (2 - T_{SAT})$. Згідно з (7) та з урахуванням (8) цей множник можна переписати в вигляді

$$\frac{T_{SAT}}{2 - T_{SAT}} = \frac{\lambda_0}{\lambda_0 + 2\ell}. \quad (23)$$

Тоді швидкість впорскування (2) запишеться як

$$v_{inj} = \frac{T_{SAT}}{2 - T_{SAT}} v_T = \frac{\lambda_0 v_T}{\lambda_0 + 2\ell} = \frac{1}{(1/v_T) + \ell / (\lambda_0 v_T / 2)}. \quad (24)$$

Використавши визначення коефіцієнту дифузії з формули (19) статті [6] $D = v_T \lambda_0 / 2$, перепишемо (24) інакше:

$$v_{inj} = \left(\frac{1}{v_T} + \frac{1}{D/\ell} \right)^{-1} \quad (25)$$

або

$$\frac{1}{v_{inj}} = \frac{1}{v_T} + \frac{1}{D/\ell}. \quad (26)$$

З (26) приходимо до висновку, що швидкість впорскування в MOSFET завжди менша від найменшої з двох величин – швидкості балістичного впорскування й величини D/ℓ , що дорівнює швидкості, з якою електрони дифундують через «вузьке місце» на вершині бар'єру завдовжки ℓ . Коли ця довжина ℓ достатньо велика або коефіцієнт дифузії D малий, то $D/\ell < v_T$, і швидкість впорскування контролюється швидкістю дифузії. Коли ж довжина ℓ невелика чи коефіцієнт дифузії D великий, то $D/\ell > v_T$, і швидкість впорскування обмежена балістичною швидкістю впорскування: швидкість впорскування не може бути вищою від балістичної швидкості впорскування, але може бути набагато меншою.

Рис. 2 показує те, що відбувається в нанорозмірному MOSFET в режимі «ON». Електрони дифундують через «вузьке місце» каналу, але вони не можуть рухатися зі швидкістю, вищою від теплової, бо причиною дифузії є випадковий тепловий рух. Після дифундування через «вузьке місце» електрони потрапляють у високопольову область каналу провідності, де електричне поле підхоплює їх і виносить їх на стік. «Вузьке місце» каналу аналогічне до бази в біполярному транзисторі, а високопольова область аналогічна до колектора.

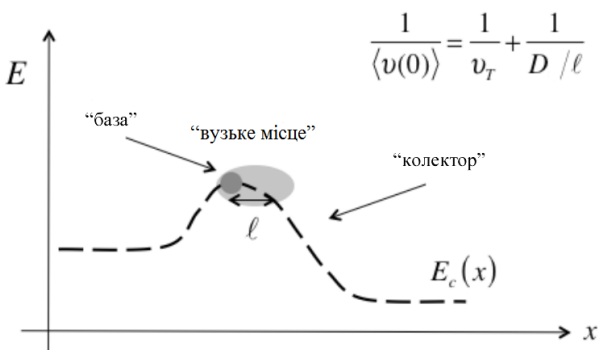


Рис. 2. Зонна діаграма MOSFET в режимі «ON», де є «вузьке місце» для струму з невеликим електричним полем і високопольова область каналу провідності. Це «вузьке місце» аналогічне до бази в біполярному транзисторі, а високопольова область аналогічна до колектора

Таким чином, ми показали, що струм насичення (9) в моделі проходження можна записати в традиційній формі (14) через швидкість насичення, прийняту в моделі VS, якщо традиційну дифузійно контрольовану швидкість v_{sat} замінити на швидкість впорскування v_{inj} (26). Гранічним значенням швидкості впорскування є балістична швидкість впорскування v_T .

«Вписуючи» експериментальні дані в модель віртуального витоку, ми знаходимо формальну рухливість μ_{app} і швидкість впорскування v_{inj} . Якщо експериментальні дані описують довгоканальний транзистор, то ми визначимо й стандартну дифузійну рухливість μ . Пізніше ми покажемо, що традиційну рухливість μ можна визначити і для коротких каналів у нанотранзисторах. Вважаючи, що ми знаємо ці три параметри, покажемо, як обчислити коефіцієнт проходження в лінійній області та в області насичення.

Формула (9) дає лінійний струм через T_{LIN} , а (19) – через μ_{app} . Прирівнюючи ці два вирази, одержуємо

$$T_{LIN} = \frac{\mu_{app}}{L} \left(\frac{v_T}{2kT/q} \right)^{-1} = \frac{\mu_{app}}{\mu_B},$$

а використовуючи далі визначення формальної рухливості (20), остаточно одержуємо, що

$$T_{LIN} = \frac{\mu_B \mu}{\mu_B + \mu} \times \frac{1}{\mu_B} = \frac{\mu}{\mu_B + \mu}. \quad (27)$$

Для обчислення T_{SAT} скористаємося з виразу (2)

$$v_{inj} = v_T \left(\frac{T_{SAT}}{2 - T_{SAT}} \right),$$

звідки для T_{SAT} маємо

$$T_{SAT} = \frac{2}{1 + v_T/v_{inj}}. \quad (28)$$

Швидкість впорскування v_{inj} визначається шляхом «вписування» дослідних даних у теоретичну криву за моделлю VS, однак, балістичну швидкість впорскування v_T визначити складніше. Її можна одержати з аналізу експериментальних вхідних характеристик [8], водночас її часто оцінюють, використовуючи відомі ефективні маси та гіпотезу про число зайнятих підзон.

Оцінимо μ_B , μ_{app} та T_{LIN} для лінійної області n -MOSFET з довжиною каналу $L = 22$ нм при $T = 300$ К. Нехай у підкладці Si (100) заселена тільки одна нижня підзона, а рухливість $\mu = 250$ см²/В · с.

За цих умов, згідно з виразом (15) статті [2], $v_T = 1,2 \times 10^7$ см/с. Балістичну рухливість знаходимо за (18)

$$\mu_B = \frac{v_T L}{2kT/q} = \frac{(1,2 \times 10^7) \times (22 \times 10^{-7})}{2 \times 0,026} = 508 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}. \quad (29)$$

Оскільки μ_B зіставна за порядком величини з μ , цей транзистор працює в квазі-балістичному режимі.

Формальну рухливість знаходимо з (20):

$$\mu_{app} = \frac{\mu \mu_B}{\mu + \mu_B} = \frac{250 \times 508}{250 + 508} = 191 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}.$$

Як і очікували, формальна рухливість менша від найменшої з двох рухливостей – балістичної та дифузійної. І, насамкінець, знаходимо коефіцієнт проходження в лінійній області за (27):

$$T_{LIN} = \frac{\mu}{\mu_B + \mu} = \frac{250}{508 + 250} = 0,33. \quad (30)$$

Ми пересвідчилися, що як для лінійної області вихідної характеристики, так і для області насичення завжди можна встановити відповідність між результатами, одержаними в моделі віртуального витоку і в моделі проходження. Тепер нам ясно, чому традиційну дифузійну рухливість, застосовну для довгоканалних транзисторів, потрібно замінювати на формальну рухливість, яка охоплює весь квазі-балістичний транспорт.

Так само було показано, що швидкості насичення в традиційній моделі MOSFET відповідає швидкість впорскування в моделі проходження. Ця модель дає фізично прозоре розуміння зміни як лінійного струму, так і струму насичення в нанотранзисторах, однак, напівемпірична модель віртуального витоку краще пристосована для опису експериментальних даних для ВАХ $I_{DS} \propto V_{DS}$ у всьому діапазоні зміни напруг на стоку. Ця відмінність між моделями не має фундаментального характеру, вона виникає тільки через труднощі обчислення залежності $T(V_{DS})$.

Ми досі зустрічалися з трьома різними рухливостями: 1) традиційна дифузійна рухливість μ , 2) балістична рухливість μ_B та 3) формальна рухливість μ_{app} . У теорії MOSFET часом використовують т. зв. ефективну рухливість μ_{eff} [9]. Термін «ефективна рухливість» – невдалий, він відбиває те, що електрони поблизу межі поділу Si/SiO₂ повинні мати меншу рухливість порівняно з електронами в глибині каналу провідності внаслідок додаткового розсіювання на недосконалоостях межі поділу. Ефективна рухливість – це насправді рухливість електронів у каналі провідності, усереднена по глибині. Для Si MOSFET μ_{eff} набагато менша від дифузійної рухливості μ в масивній кремнійовій підкладці. Для транзисторів III-V НЕМТ висока рухливість зберігається завдяки технологічній можливості створення досконалої атомарно регулярної межі поділу. В сучасних нанотранзисторах, однак, квантові обмеження такі істотні, що всі електрони в каналі провідності зазнають розсіювання на механічних недосконалоостях межі поділу. Говорити про усереднення рухливості по глибині для нанотранзистів уже не випадає. Обидві рухливості слід прирівняти, $\mu_{eff} = \mu$, й розглядати їх як дифузійну рухливість.

3. Транспорт у нанотранзисторах з позицій об'єднаної моделі MVS/проходження

Про фізику процесів у нанотранзисторах можна одержати багато інформації з аналізу вольт-амперних характеристик нанорозмірних MOSFET. Розроблено чимало підходів для такого аналізу [10–15]. Перспективність об'єднаної моделі VS/проходження продемонстровано при вивченні транспортних явищ у нанотранзисторах [16–19]. Проілюструємо це [20, 21] на прикладі аналізу експериментальних результатів як для ETSOI MOSFET [22, 23], так і для III-V НЕМТ [19, 24].

Огляд моделі MVS/проходження

Спершу наведемо основні положення останньої версії цієї об'єднаної моделі, яка одержала назву моделі MVS/проходження (перша літера відбиває ту обставину, що її було сформульо-

вано в Массачусетському технологічному інституті [25]).

Модель MVS описує струм стоку як добуток електронного заряду на швидкість електронів [25–27]:

$$I_{DS} = W \left| \underline{Q}(V_{Gi}, V_{Di}) \right|_{x=0} \times F_{SAT}(V_{Di}) v_{inj}, \quad (31)$$

де $F_{SAT}(V_{Di}) v_{inj}$ – швидкість електронів на віртуальному витоку. Напруги V_{Gi} та V_{Di} – це власні (intrinsic) напруги на затворі й на стоку. Електронний заряд взято по абсолютній величині, оскільки інверсний заряд негативний в n -MOSFET.

В моделі MVS заряд на віртуальному витоку $Q(V_{Gi}, V_{Di})$ обчислюють з напівемпіричного виразу [25], схожого на формулу (45) роботи [28]:

$$\begin{aligned} & \left| \underline{Q}(V_{Gi}, V_{Di}) \right|_{x=0} = \\ & = m C_G^{inv} \left(\frac{kT}{q} \right) \ln \left\{ 1 + \exp \left[\frac{q(V_{Gi} - V_T - \alpha(kT/q)F_f)}{mkT} \right] \right\}. \end{aligned} \quad (32)$$

У цьому виразі введено інверсну перехідну функцію (inversion transition function) [25]

$$F_f = \frac{1}{1 + \exp \left\{ \frac{V_{Gi} - [V_T - \alpha(kT/q)/2]}{\alpha kT/q} \right\}}, \quad (33)$$

яка описує збільшення порогової напруги на величину $\alpha(kT/q)/2$ мірою того, як MOSFET переходить з підпорогового режиму в режим сильної інверсії: $F_f \rightarrow 1$ в підпороговому режимі й $F_f \rightarrow 0$ в режимі сильної інверсії. Емпіричний параметр α зазвичай беруть рівним 3.5 [20, 25]. В формулі (32) порогова напруга залежить від напруги на стоку згідно з виразом (47) роботи [28]:

$$V_T = V_{T0} - \delta V_{Di}, \quad (34)$$

де V_{T0} – порогова напруга в режимі сильної інверсії при $V_{DD} = V_{Di} = 0$, а δ – параметр *DIBL*. Підпороговий параметр нахилу в (32)

$$m = m_0 + m' V_{Di}, \quad (35)$$

де m_0 – підпороговий параметр при $V_{DD} = V_{Di} = 0$, а $m' = dm/dV_{Di}$ описує зміну па-

раметру m зі зміною напруги на стоку.

В моделі MVS [25] використано емпіричну функцію насичення струму стоку згідно з формулою (45) статті [28]

$$F_{SAT}(V_{Di}) = \frac{V_{Di}/V_{DSATs}}{\left[1 + (V_{Di}/V_{DSATs})^\beta \right]^{1/\beta}}, \quad (36)$$

де згідно з виразом (56) статті [28]

$$V_{DSATs} = \frac{v_{inj} L_{eff}}{\mu_{app}}, \quad (37)$$

а L_{eff} – ефективна довжина каналу провідності за [29]. Звернімо увагу, що в індекс *SAT* в V_{DSATs} додано літеру *s*, щоб відобразити той факт, що F_{SAT} описує насичення струму стоку в режимі сильної інверсії. В умовах підпорогового режиму $V_{DSAT} = kT/q$ [29]. Модель MVS [25] розглядає цей перехід від V_{DSAT} у підпороговому режимі в режим сильної інверсії евристично з використанням інверсної перехідної функції (33):

$$V_{DSAT} = V_{DSATs} (1 - F_f) + (kT/q) F_f. \quad (38)$$

Власні термінальні напруги V_{Di}, V_{Gi} пов'язано з зовнішніми термінальними напругами V_{DS}, V_{GS} співвідношеннями:

$$\begin{aligned} V_{Di} &= V_{DS} - I_{DS} R_{SD0}, \\ V_{Gi} &= V_{GS} - I_{DS} R_{SD0}/2, \end{aligned} \quad (39)$$

де сумарний термінальний опір $R_{SD0} = R_{S0} + R_{D0}$ є сума опору витоку R_{S0} та опору стоку R_{D0} , які вважають однаковими і незалежними від напруг на затворі й на стоку.

Теоретичну криву, одержану згідно з моделлю MVS, можна «вписати» в експериментально виміряні передавальні характеристики $I_{DS} \propto V_{GS}$ та вихідні характеристики $I_{DS} \propto V_{DS}$, що дозволяє визначити декілька важливих параметрів MOSFET. Подальший аналіз зосередимо на лінійній області при низьких V_{DS} та на області насичення при високих V_{DS} .

При невеликих напругах на стоку

$$F_{SAT} \rightarrow \frac{V_{DS}}{V_{DSATs}}, \quad \left. v_x(V_{GS}, V_{DS}) \right|_{x=0} \rightarrow \frac{\mu_{app} V_{DS}}{L_{eff}}.$$

Формула для струму (31) в лінійній області набуває вигляду:

$$I_{DLIN} = \frac{W}{L_{eff}} |Q(V_{GS})| \mu_{app} V_{DS} = \frac{V_{DS}}{R_{ch}}, \quad (40)$$

де R_{ch} – опір каналу провідності.

Для великих напруг на стоку $F_{SAT} \rightarrow 1$ і формула (31) зводиться до традиційного виразу для струму насичення

$$I_{DSAT} = W |Q(V_{GS}, V_{DS})| v_T, \quad (41)$$

де

$$v_T = \sqrt{\frac{2kT}{\pi m^*}} = v_{inj}^{ball} \quad (42)$$

це балістична швидкість впорскування для випадку статистики Максвела – Больцмана. Звернімо увагу на те, що балістичну швидкість впорскування на практиці обчислити складно. Механічні напруження та квантові обмеження в нанотранзисторах можуть позначитися на величині m^* , до того ж формула (42) передбачає, що тільки одна нижня підзона заселена, а це не завжди так.

Формальна рухливість (20) у моделі MVS залежить від L_{eff} і дається виразом

$$\frac{1}{\mu_{app}(L_{eff})} = \frac{1}{\mu} + \frac{1}{\mu_B(L_{eff})}, \quad (43)$$

де дифузійна рухливість (17)

$$\mu = \frac{D}{kT/q} = \frac{v_T \lambda_0}{2kT/q}, \quad (44)$$

а балістична рухливість (18)

$$\mu_B(L_{eff}) = \frac{v_T L_{eff}}{2kT/q}. \quad (45)$$

Швидкість впорскування при високій напрузі на стоку визначається з (26):

$$\frac{1}{v_{inj}} = \frac{1}{v_T} + \frac{1}{D/\ell}, \quad (46)$$

де $\ell < L_{eff}$, та

$$D = \frac{v_T \lambda_0}{2}. \quad (47)$$

Ми припускали, що в лінійній області середня довжина вільного пробігу λ_{LIN} та ж сама, що й середня довжина вільного пробігу в області насичення λ_{SAT} . Хоч рівність $\lambda_{LIN} = \lambda_{SAT} = \lambda_0$, взагалі кажучи, не зовсім ко-

ректна, однак, фізично вона цілком прийнятна [30] і підтверджується в експериментах [20]. Нарешті, корисно пригадати, як параметри в моделі MVS пов'язані з коефіцієнтом проходження. З формули (27) для лінійної області одержуємо

$$T_{LIN} = \frac{\lambda_0}{\lambda_0 + L_{eff}} = \frac{\mu_{app}}{\mu_B} = \frac{\mu}{\mu_B + \mu}, \quad (48)$$

а з (28) для області насичення

$$T_{SAT} = \frac{\lambda_0}{\lambda_0 + \ell} = \frac{2}{1 + v_T/v_{inj}}. \quad (49)$$

Вимірювана швидкість впорскування пов'язана з коефіцієнтом проходження як

$$v_{inj} = v_T \left(\frac{T_{SAT}}{2 - T_{SAT}} \right). \quad (50)$$

Ми навели основні результати найновішої версії моделі MVS/проходження, в основі якої лежить об'єднана модель проходження і модель віртуального витоку. Як тільки експериментально виміряні вольт-амперні характеристики «вписано» в теоретичну криву, одержану згідно з моделлю MVS, результатами вимірювань вважатимемо сумарний термінальний опір R_{SD0} , формальну рухливість μ_{app} та швидкість впорскування v_{inj} . Ми так само побачимо, що з експериментальних даних можна отримати відомості про балістичну швидкість впорскування, дифузійну рухливість, середню довжину вільного пробігу, критичну довжину та коефіцієнти проходження в лінійній області та в області насичення.

4. ETSOI MOSFET та III-V HEMT

Проаналізуємо Si MOSFET, який має просту і ретельно деталізовану фізичну структуру. Як зображено на рис. 3, це Si SOI (silicon-on-insulator) структура з виключно тонким шаром SOI завтовшки $T_{SOI} = 6,1 \pm 0,4$ нм [20].

Площина каналу – (100), напрям транспорту електронів – $\langle 110 \rangle$. Електрод затвору – poly Si, оксид затвору – SiON з товщиною еквівалентної ємності $CET = 1,1$ нм. Ємність затвору в режимі сильної інверсії згідно з формулою (21) статті [31] C_G^{inv} визначено з вольт-фарадних ($C-V$) вимірювань на довгоканаль-

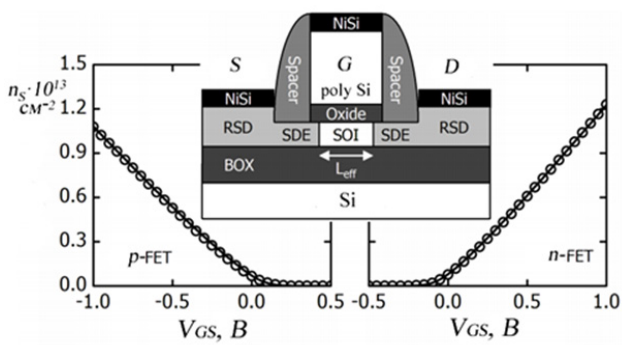


Рис. 3. Переріз ETSOI MOSFET та залежність $n_s \propto V_{GS}$, одержана «вписуванням» експериментальних даних (кружечки) в теоретичні криві за моделлю VS (лінії). Зображені SD область розширення (SD extension region/SDE), розширена SD область (raised SD/RSD), шар заглибленого оксиду (buried oxide/BOX) завтовшки 145 нм й довжина каналу провідності L_{eff} [20]

ному транзисторі [20]. Для цього конкретного n -FET $C_G^{inv} = 1,98 \mu\Phi \cdot \text{см}^{-2}$ [20]. Виміряна квазірівноважна рухливість для довгоканального транзистора складає $350 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}$, що відповідає середній довжині вільного пробігу 15,8 нм.

У цьому транзисторі використано прокладки для зняття механічного напруження (neutral stress liners), що спрощує обчислення v_T . Вважаючи, що в кремнієвому каналі $m^* = 0,22 m_0$, одержуємо $v_T = 1,14 \cdot 10^7 \text{ см/с}$. Технологічний процес створення SD областей розширення дав дуже різкі p - n -переходи з низьким значенням сумарного термінального опору [22]. Фізична довжина електроду затвору визначена через C - V -вимірювання [21]. Детальне моделювання процесу виготовлення транзистора показало, що є перекриття в 1 – 2 нм між електродом затвору та S - і D -розширеннями для n -MOSFET і p -MOSFET, відповідно, так що $L_{eff} = L_G - 2 \text{ нм}$ для n -FET і $L_{eff} = L_G - 4 \text{ нм}$ для p -FET, де L_G – фізична довжина електроду затвору. Перераховані довжини було підтверджено ретельним аналізом 2D електростатики [22, 23].

Транзистор з високою рухливістю електронів НЕМТ – це польовий транзистор, де для створення каналу провідності використано контакт двох напівпровідникових матеріалів

III-V груп з різною шириною забороненої зони (гетероперехід, замість контакту напівпровідник – оксид у звичайному MOSFET): матеріал з широкою забороненою зоною виконує роль затвору, а в матеріалі з вузькою забороненою зоною виникає 2D канал провідності. Моделювався III-V НЕМТ (рис. 4), докладно описаний в [19, 24]. Транзистор зібраний на підкладці InP. Буфер нарощувався на підкладці, далі йшли шари 2 нм $\text{In}_{0,53}\text{Ga}_{0,47}\text{As}$, 5 нм InAs і 3 нм $\text{In}_{0,53}\text{Ga}_{0,47}\text{As}$. Періоди ґраток шару 2 нм $\text{In}_{0,53}\text{Ga}_{0,47}\text{As}$ і підкладки InP сумісні, проте, існує невідповідність між ґратками $\text{In}_{0,53}\text{Ga}_{0,47}\text{As}$ та InAs, й тому шар InAs – псевдоморфний, напружений, але він усе ж достатньо тонкий і не створює дефектів. Згори від цього 10 нм каналу – бар’єрний шар $\text{In}_{0,52}\text{Al}_{0,48}\text{As}$, який відіграє роль ізолятора. Т-подібна структура затвору знижує опір затвору, що важливо для радіочастотних застосувань. Сильно леговані підконтактні SD шари (зображені на рисунку білим кольором) забезпечують низькі термінальні опори.

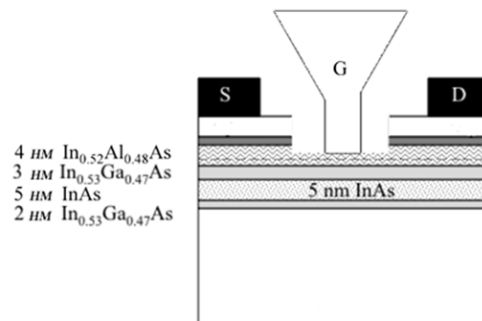


Рис. 4. III-V НЕМТ [24], взятий для аналізу в рамках моделі MVS/проходження

Виміряна рухливість довгоканального НЕМТ становить $12500 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}$, що дає середню довжину вільного пробігу 153 нм [21]. Ефективна маса $m^* = 0,022 m_0$, звідки $v_T = 3,62 \cdot 10^7 \text{ см/с}$ [21]. Шар 4 нм $\text{In}_{0,52}\text{Al}_{0,48}\text{As}$ згори від каналу провідності має ємність $C_G^{inv} = 1,08 \mu\Phi \cdot \text{см}^{-2}$ [21].

«Вписування» теоретичних результатів моделі MVS/проходження в експериментальні дані

Аналіз експериментальних даних зазвичай проводять як для вихідних, так і для передавальних характеристик. Вважають, що фізичні та ефективні довжини затвору виміряно незалежно одна від одної, так само, як і ємність затвору в режимі сильної інверсії. Параметр α , який контролює перехід від слабкої до сильної інверсії, взято рівним 3.5 [20, 25]. Параметр β у F_{SAT} (36) добрано так, щоб «вписатися» у вимірний струм насичення. Зазвичай, його значення лежать у вузькій області $\beta \approx 1.6 - 2.0$ [25]. Щоб «вписати» теоретичні криві в експериментальні дані, зображені на рис. 5, було використано чотири параметри припасовування.

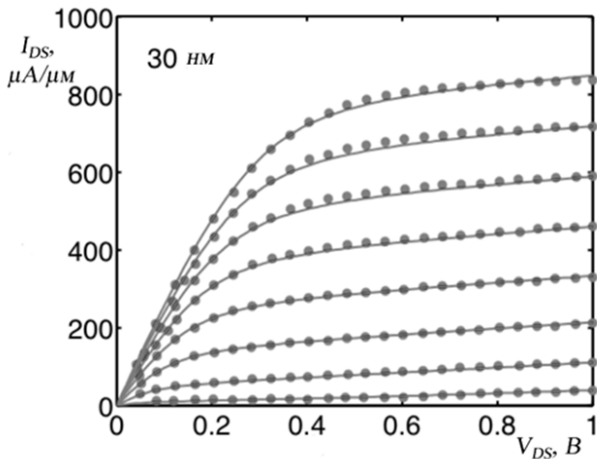


Рис. 5. Експериментальні характеристики ETSOI MOSFET з $L_{eff} = 30$ нм (крапки) та «вписані» в них теоретичні криві згідно з виразами моделі MVS/проходження (лінії). Дані наведено для восьми значень $V_{GS} = -0,2(0,1)0,5B$ [32]

Порогову напругу V_{T0} добирали так, щоб одержати вимірний струм I_{OFF} за низької напруги на стоку V_{DS} . Значення параметру δ DIBL добирали так, щоб одержати вимірне значення DIBL. Підпороговий параметр нахилу m_0 та параметр пробою m' обрано так, щоб «вписатися» в підпороговий нахил при низьких і при високих V_{DS} . Значення формальної рухливості μ_{app} обрано так, щоб відповіда-

ти нахилу лінійної ділянки характеристики $I_{DS} \propto V_{DS}$. Швидкість впорскування v_{inj} відповідає вимірному струму насичення. Термінальний опір R_{SD0} впливає як на лінійну область, так і на область насичення. Оскільки цей вплив виявляється на різних ділянках характеристик по різному, то це дає змогу незалежно одне від одного визначити μ_{app} і R_{SD0} .

Результатом «вписування» теоретичних кривих моделі MVS/проходження в експериментально вимірні дані є значення параметрів R_{SD0} , μ_{app} та v_{inj} . Якщо транзистор зібрано правильно та якісно, то процедура «вписування» проходить бездоганно. На додачу до трьох названих параметрів, вдається одержати швидкість балістичного впорскування v_T , дифузійну рухливість μ , середню довжину вільного пробігу λ_0 , критичну довжину ℓ , а також коефіцієнти проходження T_{LIN} і T_{SAT} .

Результати аналізу експериментальних даних ETSOI MOSFET та III-V HEMT у моделі MVS/проходження

Узгодження експериментальних даних щодо ETSOI MOSFET з моделлю MVS/проходження зображено на рис. 5. Результати такі:

$$\begin{aligned} R_{SD0} &= R_{S0} + R_{D0} = 130 \Omega \cdot \mu\text{м}, \\ \mu_{app} &= 220 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}, \\ v_{inj} &= 0,82 \times 10^7 \text{ см/с}. \end{aligned}$$

Обчислимо коефіцієнти проходження для лінійної області та області насичення. Для обчислення T_{LIN} за (48) потрібно знати балістичну рухливість. Знаходимо її за (45):

$$\mu_B = \frac{v_T L_{eff}}{2kT/q} = \frac{(1.12 \times 10^7)(30 \times 10^{-7})}{2 \times 0.026} = 658 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}.$$

Тоді

$$T_{LIN} = \frac{\mu_{app}}{\mu_B} = \frac{220}{646} = 0.34.$$

Коефіцієнт проходження в області насичення оцінюємо за (49):

$$T_{SAT} = \frac{2}{1 + v_T/v_{inj}} = \frac{2}{1 + 1.12/0.82} = 0.85.$$

Відношення струму I_{ON} до його балістичного значення становить

$$B_{SAT} = \frac{I_{ON}}{I_{ON}^{ball}} = \frac{T_{SAT}}{2 - T_{SAT}} = 0.72.$$

Такі результати типові для Si MOSFET. Вони показують, що цей транзистор працює нижче від балістичної межі в лінійній області, однак, вельми близький до балістичної межі в області насичення.

Для III-V HEMT (рис. 6) параметри припасовування такі:

$$\begin{aligned} R_{SD0} &= R_{S0} + R_{D0} = 400 \Omega \cdot \mu\text{м}, \\ \mu_{app} &= 1800 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}, \\ v_{inj} &= 3,5 \times 10^7 \text{ см/с}. \end{aligned}$$

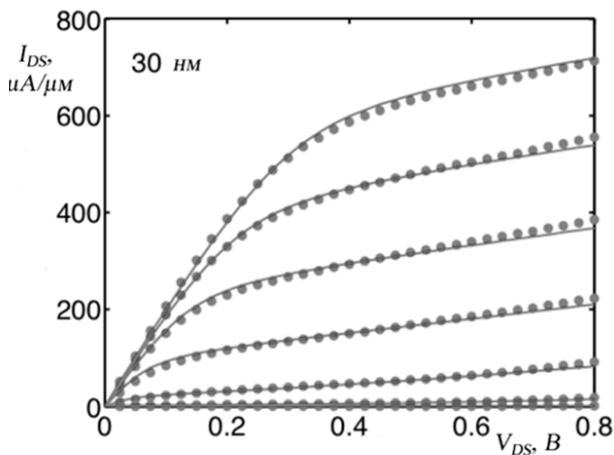


Рис. 6. Експериментальні характеристики III-V HEMT з $L_{eff} = 30 \text{ нм}$ [24] (крапки) та вписані в них вирази моделі MVS/проходження (лінії) [32]

Для балістичної рухливості, коефіцієнтів проходження і значення B_{SAT} одержуємо:

$$\begin{aligned} \mu_B &= 2088 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}, \\ T_{LIN} &= 0.86, \\ T_{SAT} &= 0.98, \\ B_{SAT} &= 0.96. \end{aligned}$$

Такі результати типові для III-V HEMT. Вони показують, що цей транзистор у лінійній області працює доволі близько до балістичної межі, а в області насичення режим його роботи суто балістичний. Цей результат можна було передбачити з двох причин. По-перше, середня довжина вільного пробігу, знайдена з дифу-

зійної рухливості, виявилася рівною 153 нм , в декілька разів більшою, ніж довжина каналу провідності. По-друге, балістична рухливість виявилася меншою від дифузійної рухливості.

Хоча цей транзистор і працює доволі близько до балістичної межі, якщо судити за струмом I_{ON} , однак, важливо пам'ятати, що «поблизу від балістичної межі» означає тільки те, що критична ділянка каналу провідності коротка порівняно з середньою довжиною вільного пробігу.

Ми покажемо, що ретельніший аналіз лінійної області та області насичення дозволяє додатково одержати корисні параметри. Нарешті, відзначмо, що в наведених розрахунках є певні невизначеності. Вибір у розрахунках значень ефективних електронних мас залежить від ступеню механічної напруженості в кремнійовій підкладці, яка може збільшити чи зменшити m^* , і від ступеню непараболічності зони провідності, яка так само впливає на значення електронної маси, особливо в умовах квантових обмежень. Вищі підзони так само можуть бути заселені, тому невіривроджена статистика може виявитися незастосовною, особливо для III-V FET. Наприклад, як буде показано далі, значення v_T можна одержати безпосередньо з аналізу характеристик в області насичення.

Аналіз лінійної області

Аналіз лінійної області FET дозволяє виявити присутність балістичної компоненти в опорі каналу провідності, а також відкриває можливість вимірювання дифузійної рухливості μ . Процедура «вписування» моделі MVS/проходження в експериментальні дані дозволяє оцінити фізично істотне значення формальної рухливості. З виразів (43 – 45) одержуємо, що

$$\frac{1}{\mu_{app}} = \frac{1}{\mu} + \left(\frac{\lambda_0}{\mu} \right) \frac{1}{L_{eff}}, \quad (51)$$

де другий доданок – це обернене значення балістичної рухливості. Очікується, що залежність $\mu_{app}^{-1} \propto L_{eff}^{-1}$ повинна бути прямою лінією, перетин якої з віссю ординат дасть обернене значення дифузійної рухливості, а кут нахилу дасть відношення середньої довжини вільно-

го пробігу до дифузійної рухливості. Якщо залежність $\mu_{app}^{-1} \propto L_{eff}^{-1}$ виявиться прямою лінією з фізично прийнятним кутом нахилу, то залежність формальної рухливості від довжини каналу повинна бути зумовлена в першу чергу залежністю балістичної рухливості (45) від довжини каналу. Саме така концепція підтверджується експериментальними даними (рис. 7). З цього графіку знаходимо, що $\mu = 12195 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}$, а $\lambda_0 = 171 \text{ нм}$. Ці значення близькі до значень, очікуваних для довгоканальних FET [21].

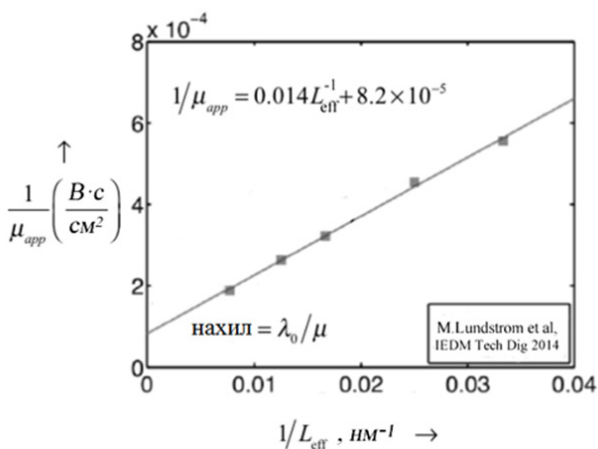


Рис. 7. Залежність $1/\mu_{app} \propto 1/L_{eff}$ для III-V НЕМТ: з перетину з віссю ординат знаходимо дифузійну рухливість, а за кутом нахилу визначаємо квазірівноважну середню довжину вільного пробігу [21]

Залежність $1/\mu_{app} \propto 1/L_{eff}$ не буде прямою лінією, якщо кут нахилу, визначений через відношення λ_0/μ , виявиться змінною величиною, тобто коли середня довжина вільного пробігу та/або дифузійна рухливість залежатимуть від довжини каналу. Наприклад, для залежності $1/\lambda_0 \propto 1/L_{eff}$ з тих самих виразів (43) – (45) одержуємо, що

$$\frac{1}{\lambda_0(L_{eff})} = \frac{v_T}{2(kT/q)} \frac{1}{\mu_{app}} - \frac{1}{L_{eff}}, \quad (52)$$

звідки можна визначити залежність $\lambda_0 \propto L_{eff}$. Цю залежність було побудовано для ETSOI MOSFET (рис. 8).

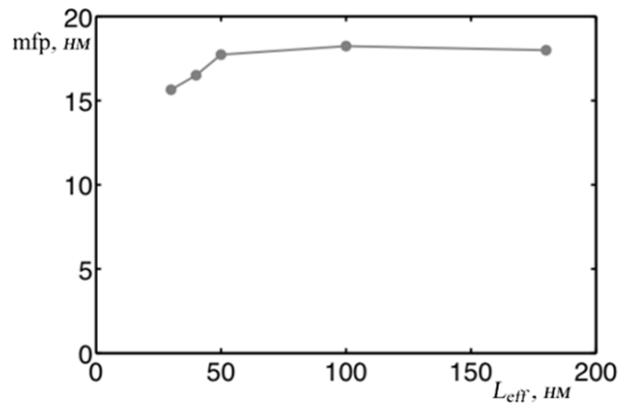


Рис. 8. Залежність середньої довжини вільного пробігу (mfp) λ_0 від довжини каналу провідності ETSOI MOSFET при низьких V_{DS} [32].

Альтернативний підхід, у якому покладали $\lambda_0 = \text{Const}$ і одержували залежність $\mu \propto L_{eff}$ шляхом врахування розсіювання назад, викладено в [33, 34].

Звертає на себе увагу зменшення λ_0 зі скороченням довжини каналу. Цей ефект виникає, можливо, через технологічні особливості виготовлення транзистора, однак, його так само було передбачено як наслідок далекодієвих кулонівських осциляцій [35, 36].

Корисно відзначити, що в ситуації, коли дифузійна рухливість не залежить від довжини каналу, як на рис. 7, для визначення обох параметрів – і дифузійної рухливості і середньої довжини вільного пробігу - не потрібно знати величину v_T . Якщо ж рухливість змінюється з довжиною каналу, то залежність $\lambda_0 \propto L_{eff}$ можна знайти з (52), але потрібне знання теплової швидкості v_T . Це може виявитися складним без надійної інформації про ефективні маси електронів та заселеність підзон. Однак, далі покажемо, що значення v_T можна одержати з аналізу залежності швидкості впорскування від довжини каналу провідності.

Аналіз області насичення

Швидкість впорскування зменшується зі збільшенням довжини каналу провідності. З (49) випливає, що

$$v_{inj} = v_T \frac{\lambda_0}{\lambda_0 + 2\ell}, \quad (53)$$

що можна переписати як

$$\frac{1}{v_{inj}} = \frac{1}{v_T} + \frac{2\ell}{\lambda_0 v_T}. \quad (54)$$

Правдоподібно припустити, що критична довжина ℓ пропорційна довжині каналу L_{eff} . Довести це припущення складно, однак, ретельний аналіз експериментальних даних вказує на те, що таке припущення цілком прийнятне на практиці [20]. Припустивши, що

$$\ell = \xi L_{eff}, \quad (55)$$

перепишемо (54) в вигляді

$$\frac{1}{v_{inj}} = \frac{1}{v_T} + \frac{2\xi}{\lambda_0 v_T} L_{eff}. \quad (56)$$

Залежність $1/v_{inj} \propto L_{eff}$ ми очікуємо лінійною. Перетин з віссю ординат дозволить визначити значення v_T , а нахил дасть значення коефіцієнту ξ , а, значить, і критичної довжини ℓ , згідно з (55). Результати такого аналізу для III-V НЕМТ [21] зображено на рис. 9.

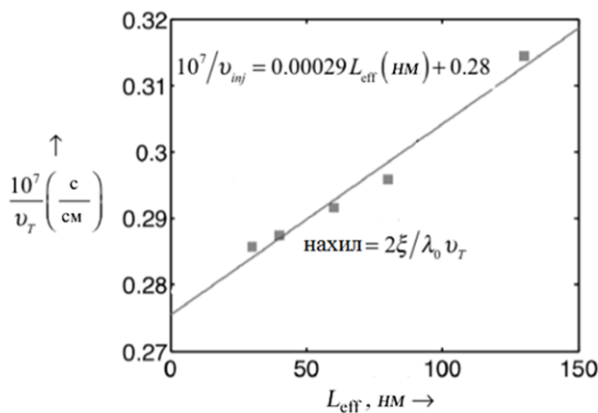


Рис. 9. Визначення теплової швидкості v_T з аналізу експериментальних даних для III-V НЕМТ [21]

З цього графіку одержуємо $v_T = 3.57 \times 10^7$ см/с і $\xi = 0.09$. Це значення теплової швидкості дуже близьке до значення, очікуваного з відомої ефективної маси, а критична довжина справді є тільки малою частиною довжини каналу провідності.

Аналіз переходу від лінійної області до насичення

Одна з проблем при моделюванні нанорозмірних MOSFET полягає в тому, що немає аналітичних виразів для залежності $T \propto V_{DS}$. Формули (48) та (49) дають вирази для проходження в граничному випадку низьких та високих значень напруг на стоку. Якби ми мали аналітичну модель для $T \propto V_{DS}$, не було б потреби в емпіричній функції насичення струму стоку F_{SAT} (36).

З експериментальних характеристик якісно влаштованих MOSFET можна реконструювати «експериментальні» залежності $T \propto V_{DS}$. Процедура подальша. Спершу «вписуємо» теоретичні криві моделі MVS/проходження в експериментальні характеристики. Далі знаходимо власні характеристики транзистора, поклавши $R_{S0} = R_{D0} = 0$ в моделі MVS й будемо результуючі характеристики. Потім використовуємо вираз (36) роботи [1] для невідродженого випадку:

$$I_{DS} = W |Q(V_{GS}, V_{DS})| v_T \left(\frac{T}{2-T} \right) \left[\frac{1 - e^{-qV_{DS}/kT}}{1 + \frac{T}{2-T} e^{-qV_{DS}/kT}} \right]. \quad (57)$$

Інверсний заряд $Q(V_{GS}, V_{DS})$ беремо за (32) з параметрами, які вже були визначені при «вписуванні» теоретичних кривих моделі MVS/проходження в експериментальні характеристики. Вважаючи, що балістична швидкість впорскування v_T відома, для будь-якої точки (V_{Gi}, V_{Di}) «вписуємо» (57) в раніше обчислені власні характеристики транзистора і тим самим одержуємо числові значення $T(V_{Gi}, V_{Di})$. Одержаний таким чином графік залежності $T(V_{Gi}, V_{Di}) \propto V_{Di}$ при $V_{Gi} = V_{DD}$ зображено на рис. 10 для двох каналів різної довжини. Як ми й очікували, коефіцієнт проходження збільшується зі збільшенням напруги на стоку й цей коефіцієнт менший для довшого каналу провідності.

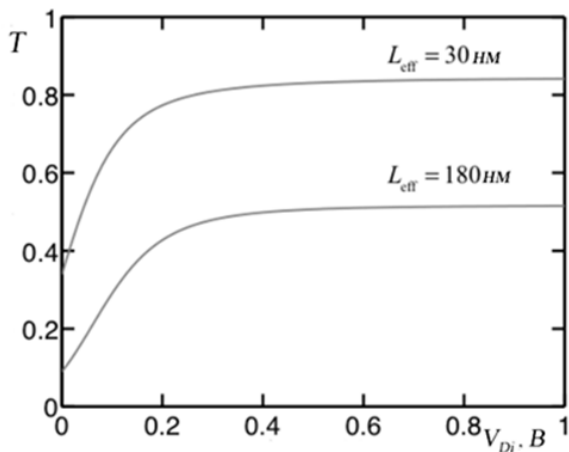


Рис. 10. Залежність «експериментально визначеного» коефіцієнта проходження T від напруги на стоку для ETSOI MOSFET з каналами різної довжини [32]

З графіку $T(V_{Gi}, V_{Di}) \propto V_{Di}$ на рис. 10 можна визначити критичну довжину $L_C(V_{Di})$. Запишемо коефіцієнт проходження в вигляді

$$T(V_{Di}) = \frac{\lambda_0}{\lambda_0 + L_C(V_{Di})}. \quad (58)$$

Поклавши $L_C|_{V_{Di}=0} = L_{eff}$ й використавши графіки на рис. 10, одержимо залежності $L_C(V_{Di})$, зображені на рис. 11.

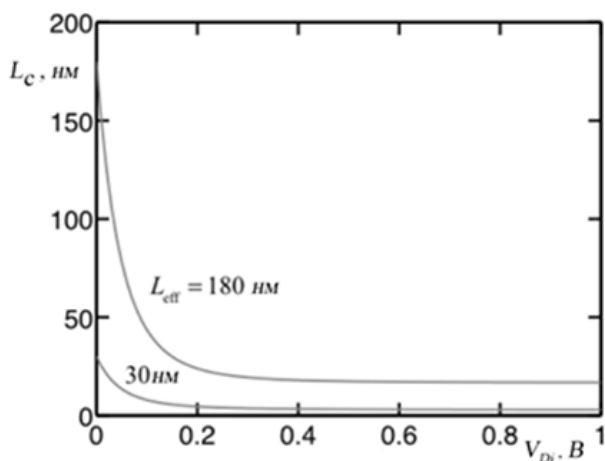


Рис. 11. Залежність «експериментально визначеної» критичної довжини з урахуванням розсіяння назад від напруги на стоку для ETSOI MOSFET з каналами різної довжини [32]

Як ми й очікували, $L_C = \ell$ майже дорівнює L_{eff} , коли напруга на стоку мала (при цьому поле мале на всій довжині каналу), а потім швидко зменшується зі збільшенням напруги на стоку і досягає значення насичення, суттєво меншого від L_{eff} , коли $V_{Di} \rightarrow V_{DD}$. Рис. 10 та 11 підтверджують очікувану поведінку коефіцієнта проходження й критичної довжини зі зміною напруги на стоку. Зі значення $T|_{V_{Di}=0}$ на рис. 10 та $L_C|_{V_{Di}=0} = L_{eff}$, згідно з (58), знаходимо такі значення довжини вільного пробігу для каналів провідності різної довжини:

$$\lambda_0|_{L_{eff}=30} = 15.4 \text{ нм},$$

$$\lambda_0|_{L_{eff}=180} = 17.8 \text{ нм}.$$

Отже, модель віртуального витoku в її «класичному» вигляді забезпечує напівемпіричний опис вольт-амперних характеристик польових нанотранзисторів. Добираючи значення лише декількох параметрів моделі, вдається з високою точністю відтворити експериментальні характеристики. Узагальнена транспортна модель Ландауера – Датта – Лундстрорма надає параметрам моделі фізичний зміст. Натомість наведені вище приклади демонструють спроможність моделі MVS/проходження видобути з експериментальних характеристик фізично значущу інформацію про транспортні процеси в нанотранзисторах. До такої інформації належать відомості про балістичну швидкість впорскування v_T , середню довжину вільного пробігу щодо розсіяння назад λ_0 , дифузійну рухливість μ , критичну довжину каналу провідності ℓ тощо. У наступній статті ми обговоримо обмеження та невизначеності, притаманні цій моделі.

Підіб'ємо підсумки. Було показано, що модель проходження може бути об'єднано з моделлю віртуального витoku. Простою заміною дифузійної рухливості μ в моделі віртуального витoku на формальну рухливість μ_{app} для лінійного струму одержано коректні результати для всього діапазону від балістичного до дифузійного граничного випадку. Заміною обмеженої розсіянням швидкості насичення v_{sat} на швидкість впорскування v_{inj} одержано

коректну величину струму I_{ON} . Порівняння передбачень теорії з експериментально вимірними характеристиками показує, що нанотранзистори на кремнійовій підкладці працюють доволі далеко від балістичного режиму, натомість нанорозмірні III-V FET працюють дуже близько до балістичної межі.

До моделі проходження можуть бути дві серйозні претензії. Одну з них пов'язано зі складністю обчислення залежності $I_{DS} \propto V_{DS}$ через проблеми розрахунку $T(V_{DS})$. А другу спричинено труднощами передбачення струму I_{ON} , що в свою чергу пов'язано зі складністю обчислення критичної довжини ℓ при високій напрузі на стоку, внаслідок чого важко передбачити величину T_{SAT} . Через ці обмеження моделі проходження та віртуального витоку об'єднують таким чином, щоб параметри моделі проходження взяти з «вписування» експериментальних результатів у теоретичні криві моделі віртуального витоку, а фізичний зміст параметрів при цьому беруть з моделі проходження.

Ми показали, яким чином можна аналізувати ВАХ нанотранзисторів на основі моделі MVS/проходження. Різноманіття типів транзисторів породжує нові часткові задачі, однак, методологія аналізу експериментальних даних принципово не змінюється. Ми наголошували, що застосування моделі MVS/проходження обґрунтоване, якщо транзистор сконструйовано якісно. Для таких транзисторів модель дозволяє надійно одержати фізично значущі параметри.

Увесь цей цикл статей став наслідком прослуховування проф. Юрієм Олексійовичем Кругляком курсу лекцій «Fundamentals of Nanotransistors» [32], прочитаних он-лайн в 2016 році проф. Марком Лундстромом (Mark Lundstrom), в рамках ініціативи Purdue University / nanoHUB-U [www.nanohub.org/u]. На жаль, після відходу проф. Юрія Кругляка завершувати статтю припало вже другому спів-авторові, який використав при цьому залишені Юрієм Олексійовичем чернетки та напрацювання власних авторських курсів «Фізика конденсованого середовища» та «Фізичні явища на поверхні твердих тіл», прочитаних ним упродовж останніх років для магістрів факультету

радіофізики, електроніки і комп'ютерних систем Київського національного університету імені Тараса Шевченка.

Список використаної літератури

- [1]. Yu. A. Kruglyak, M. V. Strikha. *Sensorna elektronika i mikrosystemni tekhnologii*. **17**, N2, 16–34 (2020).
- [2]. Yu. A. Kruglyak, M. V. Strikha. *Sensorna elektronika i mikrosystemni tekhnologii*. **17**, N1, 4–20 (2020).
- [3]. P. Palestri, D. Esseni, S. Eminent, C. Fiegna, E. Sangiorgi, L. Selmi, *IEEE Trans. Electron Dev.*, **52**: 2727–2735 (2005).
- [4]. P. Palestri, R. Clerc, D. Esseni, L. Lucci, L. Selmi, *Intern. Electron Dev. Mtg. (IEDM), Technical Digest*, 945–948 (2006).
- [5]. R. Clerc, P. Palestri, L. Selmi, G. Ghibaudo, *J. Appl. Phys.*, **110**, 104502 (2011).
- [6]. Yu. A. Kruglyak, M. V. Strikha. *Sensorna elektronika i mikrosystemni tekhnologii*. **16**, N4 5–26 (2019).
- [7]. M. Lundstrom, *Fundamentals of Carrier Transport* (Cambridge, U.K.: Cambridge Univ. Press: 2000).
- [8]. Y. Tsvividis, C. McAndrew, *Operation and Modeling of the MOS Transistor* (New York: Oxford Univ. Press: 2011).
- [9]. K. Y. Lim, X. Zhou, *Solid State Electron.*, **45**, 193–197 (2001).
- [10]. M. J. Chen, H. T. Huang, K. C. Huang, P. N. Chen, C. S. Chang, C. H. Diaz, *Intern. Electron Dev. Mtg. (IEDM), Technical Digest*, 39–42 (2002).
- [11]. V. Barral, T. Poiroux, M. Vinet, J. Wiediez, B. Previtali, P. Grosgeorges, G. Le Carval, S. Barraud, J. L. Autran, D. Munteanu, S. Deleonibus, *Solid State Electron.*, **51**, 537–542 (2007).
- [12]. M. Zilli, P. Palestri, D. Esseni, L. Selmi, *Intern. Electron Dev. Mtg. (IEDM), Technical Digest*, 105–108 (2007).
- [13]. R. Wang, H. Liu, R. Huang, J. Zhuge, L. Zhang, D. W. Kim, X. Zhang, D. Park, Y. Wang, *IEEE Trans. Electron Dev.*, **55**: 2960–2967 (2008).
- [14]. V. Barral, T. Poiroux, J. Saint-Martin, D. Munteanu, J. L. Autran, S. Deleonibus, *IEEE Trans. Electron Dev.*, **56**: 408–419 (2009).

- [15]. V. Barral, T. Poiroux, D. Munteanu, J. L. Aufran, S. Deleonibus, *IEEE Trans. Electron Dev.*, **56**: 420–430 (2009).
- [16]. A. Khakifirooz, D. A. Antoniadis, *Intern. Electron Dev. Mtg. (IEDM), Technical Digest*, 667–670 (2006).
- [17]. A. Khakifirooz, D. A. Antoniadis, *IEEE Trans. Electron Dev.*, **55**: 1391–1400 (2008).
- [18]. A. Khakifirooz, D. A. Antoniadis, *IEEE Trans. Electron Dev.*, **55**: 1401–1408 (2008).
- [19]. D. H. Kim, J. A. del Alamo, D. A. Antoniadis, B. Brar, *Intern. Electron Dev. Mtg. (IEDM), Technical Digest*, 861–864 (2009).
- [20]. A. Majumdar, D. A. Antoniadis, *IEEE Trans. Electron Dev.*, **61**: 351–358 (2014).
- [21]. S. Rakheja, M. Lundstrom, D. Antoniadis, *Intern. Electron Dev. Mtg. IEDM), Technical Digest*, 35.1.1–35.1.4 (2014).
- [22]. A. Majumdar, Z. Ren, S. J. Koester, W. Haensch, *IEEE Trans. Electron Dev.*, **56**: 2270–2276 (2009).
- [23]. A. Majumdar, X. Wang, A. Kumar, J. R. Holt, D. Dobuzinsky, R. Venigalla, C. Ouyang, S. J. Koester, W. Haensch, *IEEE Electron Dev. Lett.*, **30**, 413–415 (2009).
- [24]. D. H. Kim, J. A. del Alamo, *IEEE Electron Dev. Lett.*, **29**, 830–833 (2008).
- [25]. A. Khakifirooz, O. M. Nayfeh, D. A. Antoniadis, *IEEE Trans. Electron Dev.* **56**, 1674–1680 (2009).
- [26]. Shaloo Rakheja, D. Antoniadis, *MVS 1.0.1 Nanotransistor Model (Silicon)*: www.nanohub.org/resources/19684.
- [27]. Shaloo Rakheja, D. Antoniadis, *MVS Nanotransistor Model (Silicon) 1.1.1*: www.nanohub.org/publications/15/4.
- [28]. Yu. A. Kruglyak, M. V. Strikha. *Sensorna elektronika i mikrosystemni tekhnolohii*. **16**, N3, 19–41 (2019).
- [29]. Y. Taur, T. Ning, *Fundamentals of Modern VLSI Devices* (New York: Oxford Univ. Press: 2013).
- [30]. M. S. Lundstrom, *IEEE Electron Dev. Lett.*, **18**, 361–363 (1997).
- [31]. Yu. A. Kruglyak, M. V. Strikha. *Sensorna elektronika i mikrosystemni tekhnolohii*. **16**, N2, 5–31 (2019).
- [32]. M. Lundstrom, *Fundamentals of Nanotransistors* (Singapore: World Scientific: 2018); www.nanohub.org/courses/NT.
- [33]. D. A. Antoniadis, *IEEE Trans. Electron Dev.*, **63**: 2650–2656 (2016).
- [34]. K. Natori, H. Iwai, K. Kakushima, *J. Appl. Phys.*, **118**, 234502 (2015).
- [35]. M. V. Fischetti, S. E. Laux, *J. Appl. Phys.*, **89**, 1205–1231 (2001).
- [36]. T. Uechi, T. Fukui, N. Sano, *Phys. Status Solidi C*, **5**, 102–106 (2008).

Стаття надійшла до редакції 30.11.2020 р.

PACS numbers: 71.15.Mb, 71.20.-b, 73.22.Pr, 73.23.Ad, 84.32.Ff, 85.35.-p

DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2020.4.219307>

PHYSICS OF NANOTRANSISTORS: UNIFICATION OF TRANSMISSION MODEL WITH VIRTUAL SOURCE MODEL – MVS-TRANSMISSION MODEL

*Yu. A. Kruglyak, M. V. Strikha**

Odesa State Environmental University,
Faculty of Computer Sciences
15 Lvivska Str, Odesa, Ukraine

* Taras Shevchenko Kyiv National University
Faculty of Radiophysics, Electronics and Computer Sciences,
4g Hlushkov Av, Kyiv, Ukraine, phone (044) 526 0532
V. E. Lashkaryov Institute of Semiconductor Physics, NAS of Ukraine,
41 Nauky Av, Kyiv, Ukraine, phone (044) 525 6033
E-mail: maksym.strikha@gmail.com

Summary

In the eighth one from the line our new tutorial reviews, directed to serve students, university teachers and researchers, it is shown that the transmission model can be closely related to the virtual source model. By simply replacing the diffusion mobility μ in the virtual source model by the apparent mobility μ_{app} for a linear current, we obtain the correct results from the ballistic limit to the diffusion limit. By replacing the saturation rate v_{sat} limited by scattering by the injection rate v_{inj} , we obtain the correct value of the current I_{ON} . A comparison of the experimentally measured characteristics shows that nanotransistors on a silicon substrate work very far from the ballistic limit, while nanosized III-V FETs work very close to the ballistic limit. There are two serious complaints about the model of passage. One of them is connected with the difficulty of calculating the dependence $I_{DS} \propto V_{DS}$ due to the problems of calculating the dependence $T \propto V_{DS}$. The other is due to the difficulties in predicting the current I_{ON} , which in turn is due to the difficulty of calculating the critical length ℓ at a high voltage on the drain, as a result of which it is difficult to predict the magnitude of T_{SAT} . Because of these limitations, the transmission model and the virtual source model are combined in such a way that the parameters of the transmission model are taken from the insertion of the experimental results into the virtual source model, and the physical meaning of the parameters is taken from the transmission model.

It is shown how it is possible to analyze the VAC of nanotransistors on the basis of the MVS/passage model. The variety of types of transistors generates new peculiar problems, however, the methodology for analyzing experimental data does not change fundamentally. It was stressed that the application of the MVS/transmission model is justified if the transistor is assembled qualitatively. For such transistors, the model makes it possible to obtain physically meaningful parameters reliably.

Keywords: nanoelectronics, field effect transistor, MOSFET, LDL model, transistor metrics, MVS/transmission model.

ФІЗИКА НАНОТРАНЗИСТОРІВ: ОБ'ЄДНАННЯ МОДЕЛІ ПРОХОДЖЕННЯ ТА МОДЕЛІ ВІРТУАЛЬНОГО ВИТОКУ – МОДЕЛЬ MVS-ПРОХОДЖЕННЯ

Ю. О. Кругляк, М. В. Стріха*

Одеський державний екологічний університет,
факультет комп'ютерних наук,
вул. Львівська, 15, Одеса, Україна

* Київський національний університет ім. Т. Шевченка,
факультет радіофізики, електроніки і комп'ютерних систем,
пр. Глушкова, 4г, Київ, Україна, тел. (044) 526 0532;

Інститут фізики напівпровідників ім. В.Є.Лашкарьова НАН України,
пр. Науки, 41, Київ, Україна, тел. (044) 525 6033,

E-mail: maksym_strikha@hotmail.com

Реферат

У восьмій із нової серії методично-оглядових статей, орієнтованих на дослідників, студентів, аспірантів та викладачів вищої школи, ми показали, що модель проходження може бути об'єднано з моделлю віртуального витоку. Простою заміною дифузійної рухливості μ в моделі віртуального витоку на формальну рухливість μ_{app} для лінійного струму одержано коректні результати для всього діапазону від балістичного до дифузійного граничного випадку. Заміною обмеженої розсіянням швидкості насичення v_{sat} на швидкість впорскування v_{inj} одержано коректну величину струму I_{ON} . Порівняння передбачень теорії з експериментально вимірними характеристиками показує, що нанотранзистори на кремнійовій підкладці працюють доволі далеко від балістичного режиму, натомість нанорозмірні III-V FET працюють дуже близько до балістичної межі.

До моделі проходження можуть бути дві серйозні претензії. Одну з них пов'язано зі складністю обчислення залежності $I_{DS} \propto V_{DS}$ через проблеми розрахунку $T(V_{DS})$. А другу спричинено труднощами передбачення струму I_{ON} , що в свою чергу пов'язано зі складністю обчислення критичної довжини ℓ при високій напрузі на стоку, внаслідок чого важко передбачити величину T_{SAT} . Через ці обмеження моделі проходження та віртуального витоку об'єднують таким чином, щоб параметри моделі проходження взяти з «вписування» експериментальних результатів у модель віртуального витоку, а фізичний зміст параметрів при цьому беруть з моделі проходження.

Ми показали, яким чином можна аналізувати ВАХ нанотранзисторів на основі моделі MVS/проходження. Різноманіття типів транзисторів породжує нові часткові задачі, однак, методологія аналізу експериментальних даних принципово не змінюється. Ми наголошували, що застосування моделі MVS/проходження обґрунтоване, якщо транзистор сконструйовано якісно. Для таких транзисторів модель дозволяє надійно одержати фізично значущі параметри.

Ключові слова: наноелектроніка, польовий транзистор, MOSFET, модель ЛДЛ, метрика транзисторів, модель MVS/проходження.

СЕНСОРИ ФІЗИЧНИХ ВЕЛИЧИН

PHYSICAL SENSORS

УДК 621.382

DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2020.4.219308>

МЕТОДИ СТАБІЛІЗАЦІЇ ХАРАКТЕРИСТИК ДАТЧИКІВ НА ОСНОВІ МАГНІТОЧУТЛИВИХ ТРАНЗИСТОРНИХ СТРУКТУР

М. А. Глауберман, Я. І. Лепіх, А. П. Балабан, П. О. Снігур

Одеський національний університет імені І.І. Мечникова
вул. Дворянська, 2, 65082, Одеса, ndl_lepikh@onu.edu.ua

МЕТОДИ СТАБІЛІЗАЦІЇ ХАРАКТЕРИСТИК ДАТЧИКІВ НА ОСНОВІ МАГНІТОЧУТЛИВИХ ТРАНЗИСТОРНИХ СТРУКТУР

М. А. Глауберман, Я. І. Лепіх, А. П. Балабан, П. О. Снігур

Анотація. Температурна нестабільність основних характеристик напівпровідникових датчиків є перешкодою їх підвищення, зокрема, роздільної здатності. В роботі розглянуті методи усунення цієї нестабільності датчиків на основі магніточутливих транзисторних структур при впливі на них температури. Методика зниження температурної нестабільності реалізується за допомогою включення в схему елементів, параметри яких залежать від температури та метод послаблення (компенсування) цього паразитного ефекту для двоколекторної магніточутливої транзисторної (ДМТ) структури завдяки спеціальному вибору зворотних зв'язків у схемі обробки сигналу.

Ключові слова: магніточутливі транзисторні структури, температурна нестабільність, стабілізація параметрів.

METHODS OF THE GAUGES BASED ON THE MAGNETOSENSITIVE TRANSISTOR STRUCTURE CHARACTERISTIC STABILIZATION

M. A. Glauberman, Ya. I. Lepikh, A. P. Balaban, P. O. Snigur

Annotation. Temperature instability of the semiconductor gauge main characteristics is the obstacle to increase, in particular, their resolution.

The paper considers methods for eliminating this instability in the gauges based on the magneto-sensitive transistor structures. A technique for reducing temperature instability is realized by including into the circuit elements which parameters depend on temperature and weakening (compensating) this

parasitic effect for two-collector magnetosensitive transistor (DMT) structure due to a special choice of feedback in the signal processing circuit.

Keywords: magnetosensitive transistor structure, temperature instability, parameter stabilization.

МЕТОДЫ СТАБИЛИЗАЦИИ ХАРАКТЕРИСТИК ДАТЧИКОВ НА ОСНОВЕ МАГНИТОЧУВСТВИТЕЛЬНЫХ ТРАНЗИСТОРНЫХ СТРУКТУР

М. А. Глауберман, Я. И. Лепих, А. П. Балабан, П. А. Снегур

Аннотация. Температурная нестабильность основных характеристик полупроводниковых датчиков является препятствием их повышения, в частности, разрешающей способности. В работе рассмотрены возможности устранения этой нестабильности датчиков на основе магниточувствительных транзисторных структур при действии на них температуры. Методика снижения температурной нестабильности реализуется посредством включения в схему элементов, параметры которых зависят от температуры и ослабление (компенсации) этого паразитного эффекта для двухколлекторной магниточувствительной транзисторной (ДМТ) структуры благодаря специальному выбору обратных связей в схеме обработки сигнала.

Ключевые слова: магниточувствительные транзисторные структуры, температурная нестабильность, стабилизация параметров.

Вступ

Температура являється важливим зовнішнім чинником дестабілізуючим характеристики абсолютної більшості напівпровідникових пристроїв. Не є виключенням і магніточутливі транзисторні структури (МТС). Проблема полягає не тільки в тому, що температура впливає безпосередньо на матеріал, що проявляється, зокрема, на характері переносу носіїв заряду, а і в тому, що відведення тепла від напівпровідникового матеріалу у пристрої при використанні термостатуючих чи екрануючих елементів не завжди ефективно, а, крім того, ускладнює конструкцію цілому і веде до збільшення масо-габаритних параметрів виробів.

Температурні залежності електрофізичних параметрів МТС були досконало досліджені і наведені, зокрема, в [1]. В даній роботі ставилася задача вирішити проблеми термостабілізації параметрів двоколекторної магніточутливої транзисторної (ДМТ) структури схемотехнічними методами.

Методи розв'язку задачі і обговорення результатів

Температурна нестабільність залишкового сигналу в наслідок конструктивно-технологічних рішень МТС є головною перешкодою на шляху підвищення роздільної здатності МТС датчиків. Для ДМТ цей паразитний ефект може бути послаблений (скомпенсований) завдяки спеціальному вибору зворотних зв'язків у схемі обробки сигналу. За відсутності магнітного поля при постійному струмі емітера різниця колекторних струмів виникає внаслідок відмінності коефіцієнтів передачі струму в кожному з колекторів:

$$\Delta I_C = (\alpha_1 - \alpha_2) I_E. \quad (1)$$

Поставимо емітерний струм в залежність від суми колекторних струмів, що можна реалізувати ланцюгом негативного зворотного зв'язку. Нехай

$$I_E = I_0 - K_0 (I_{C1} - I_{C1}), \quad (2)$$

де I_0 - константа пристрою, K_0 - коефіцієнт зворотного зв'язку. Тоді, використовуючи формулу для обрахування коефіцієнтів передачі струму в кожному з колекторів

$$\alpha(B) = \frac{1}{2} \left\{ 1 - \left(\frac{b}{L}\right) * \left[\frac{1}{2} \left(\frac{b}{L}\right) P_2(\theta) + \frac{1}{2} \left(\frac{b}{L}\right)^2 P_3(\theta) \eta \mu_{eff}^* B + \theta \eta \mu_{mj}^* B \right] \right\}, \quad (3)$$

а також (2) і (1), представляємо ΔI_C як функцію від α_1 , α_2 і K_0 . Враховуючи, що температурна залежність ΔI_C виникає внаслідок температурної залежності α_1 і α_2 , прирівнюємо нулю повну похідну отриманого виразу по температурі. В результаті отримуємо значення K_0 , що забезпечує температурну стабільність ΔI_C [2]:

$$K_0 = \left[-(\alpha_1 + \alpha_2) + (\alpha_1 - \alpha_2) * \frac{\partial(\alpha_1 + \alpha_2)/\partial T}{\partial(\alpha_1 - \alpha_2)/\partial T} \right]^{-1}. \quad (4)$$

При підстановці в (4) виразів

$$\alpha_1 = \frac{1}{2} \left[1 - \frac{1}{2} \left(\frac{b_1}{L_1}\right)^2 P_2(\theta) \right]$$

та

$$\alpha_2 = \frac{1}{2} \left[1 - \frac{1}{2} \left(\frac{b_2}{L_2}\right)^2 P_2(\theta) \right], \quad (5)$$

записаних на підставі (3) при $B = 0$, можна отримати конкретне значення K_0 і тим самим довести можливість термостабілізації залишкового сигналу ДМТ. В (5) через b_1 і b_2 позначені відстані від осі симетрії до відповідних колекторів ($b_1 \neq b_2$) означає несиметричне розташування емітера, а через L_1 і L_2 - «ефективні» дифузійні довжини (параметри, що характеризують темп рекомбінації неосновних носіїв в лівій і правій щодо осі частинах бази. Оскільки емітерні і колекторні області ДМТ формуються за допомогою єдиного фотошаблону і в процесі однієї технологічної операції відсутня помилка суміщення, це дозволяє вважати, що $b_1 = b_2$. При цьому для практичного використання виразу (5) значення α_1 і α_2 вибираються з вимірів, потім визначаються L_1 і L_2 з допомогою (5) і їх похідні по температурі на підставі відомих залежностей для дифузійної довжини (див., наприклад, [3]). Після цього з вико-

ристанням отриманого з (5) співвідношення $\partial \alpha_1 / \partial T = P_2(\theta) b^2 / (2L^3) * \partial L_1 / \partial T$ розраховуємо конкретне значення K_0 . На практиці описаним способом вдавалося знизити температурний дрейф ДМТ зі значення близького до 1 Гс / К до 0.15 Гс / К.

Однак очевидно, що цей спосіб не може бути рекомендований для виготовлення приладів груповим методом за стандартною ІС-технологією, оскільки кожен зразок потребує індивідуальної підгонки параметрів зворотного зв'язку. Крім того, як показує практика, виявляється необхідним застосування спеціальних заходів щодо усунення самозбудження пристрою, що дещо ускладнює його налагодження навіть в разі дискретного виконання.

На рис. 1 а показана схема термостабілізації за рахунок варіювання емітерного струму ДМТ. Тут базовий ланцюг живиться від джерела напруги V_0 , а емітерна – струмом

$$I_E = R^{-1} \left(V_0 \frac{\alpha_1}{\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha + \alpha_3} - V_{jD} \right),$$

який внаслідок $\partial V_i / \partial T < 0$, зростає із зростанням температури. На практиці таким шляхом вдалося знизити температурний коефіцієнт чутливості λ в 3 рази, досягнувши значення 0.08% / К. На рис.1 б схемно показано спосіб термостабілізації за рахунок варіювання струму бази (прискорюючого поля).

Тут використовується позитивна температурна залежність струму через R-VT-ланцюжок, що обумовлено зростанням коефіцієнта посилення по струму транзистора VT (в схемі з загальним емітером) при збільшенні температури. При цьому вдалося досягти зниження λ вдвічі. Очевидно, що перший спосіб краще ще й тому, що вимагає менших значень V_0 .

Значно більшого зниження λ і навіть повної термокомпенсації в певному діапазоні температур вдається досягти, ставлячи режим структури в залежність від її електрофізичного стану при використанні зворотних зв'язків [4]. Спосіб реалізації цього принципу пояснюється на рис. 1 в, де φ_{B2} та φ_0 – потенціали, що задаються. Для обведеної пунктиром частини даної схеми справедливо

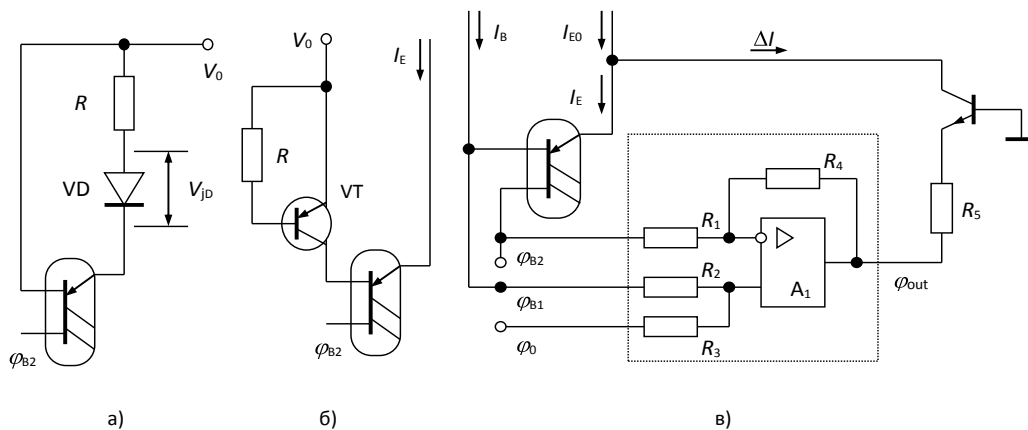


Рис. 1. Параметричні (а, б) і компенсаційна (в) схеми термокомпенсації абсолютної чутливості ДМТ

$$\varphi_{out} = k(1 + K)\varphi_{B1} - K\varphi_{B2} + (1 - k) * (1 + K)\varphi_0, \quad (6)$$

де $k \equiv R_3 / (R_2 + R_3)$; $K \equiv R_4 / R_1$. При виконанні умови $R_1 / R_4 = R_2 / R_3$ вираз (6) набуває вигляду

$$\varphi_{out} = K(\varphi_{B1} - \varphi_{B2}) + \varphi_0, \quad (7)$$

тобто сигнал на виході операційного підсилювача стає функцією лише від падіння напруги $V_{BB} = \varphi_{B2} - \varphi_{B1}$ між базовими електродами ДМТ, що при рівності між собою величин всіх чотирьох опорів схеми ($K = 1$) робить вихідний сигнал рівним відхиленню міжбазової напруги від опорного потенціалу φ_0 :

$$\varphi_{out} = \varphi_0 - V_{BB}. \quad (8)$$

Це відхилення викликає струм в ланцюгу колектора транзистора VT

$$\Delta I = (\varphi_{out} - V_j) / R_5,$$

де V_j - напруга на емітерному переході цього транзистора, так що емітерний струм ДМТ в кінцевому рахунку змінюється з урахуванням (8), згідно із законом

$$I_E = I_{E0} - \Delta I = I_{E0} + (V_{BB} + V_j - \varphi_0) / R_5. \quad (9)$$

Термокомпенсація в розглянутій схемі здійснюється наступним чином. Оскільки базовий ланцюг живиться постійним струмом I_{B^*} при даній температурі в схемі встановлюється певне значення V_{BB} і відповідне йому значення

I_E . При зниженні температури підвищується рухливість основних носіїв в базі, що веде до збільшення чутливості і, з огляду на зміни опору бази, - зменшення V_{BB} . Тим самим, згідно (9), це призводить до зменшення струму емітера, а значить і абсолютної чутливості на величину, яка визначається множителем $1 / R_5$.

Очевидно, за рахунок вибору величини R_5 можна задавати будь-яку ступінь компенсації. Емітерний струм встановлюється тут варіюванням потенціалу φ_0 . Величину I_{B^*} , що визначає початкове значення V_{BB} , слід вибирати таким чином, щоб при найменшій робочій температурі вираз в дужках (9) залишався позитивним (порушення цієї умови призводить до замикання транзистора VT).

Висновки

Показано, що стабілізація основних характеристик датчиків на основі магніточутливих транзисторних структур від впливу температури може бути ефективно досягнута схемотехнічними методами.

Список використаної літератури

[1]. Lepikh Ya. I., Glauberman M. A. Vplyv temperature na parametry mahnitochutlyvykh tranzystornykh struktur // Sensor Electronics and Microsystem Technologies 2020 - T. 17, №1.- P. 29–37 (in Ukrainian).

[2] Burghartz J., von Munh W. Optimization of lateral magnetotransistors with integrated signal

amplification // Sensors and Actuators. - 1987. - Vol.11, No.1. - P. 91–98.

[3] Zi S. Fizika poluprovodnikovyx priborov. Per. s angl. / Pod red. R. A. Surisa. - M.: Mir, 1984. - T. 1, 421 s. (in Russian).

[4] A.s. 1501740 SSSR, MKI G01R 33/00, 33/06. Magnitochuvstvitel'noe ustrojstvo /

I. M. Vikulin, E. A. Vasil'kovskaya, M. A. Glauberman, A. B. Ivanov, I. P. Shnajder. - No.4363626; Zayavleno 12.10.88; Opublikovano 15.04.89–3 s., 1 l. il. (in Russian).

Стаття надійшла до редакції 14.11.2020 р.

UDC 621.382

DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2020.4.219308>

METHODS OF THE GAUGES BASED ON THE MAGNETOSENSITIVE TRANSISTOR STRUCTURE CHARACTERISTIC STABILIZATION

M. A. Glauberman, Ya. I. Lepikh, A. P. Balaban, P. O. Snigur

Odesa I. I. Mechnykov National University,
2, Dvoryanska str., 65082, Odesa, ndl_lepikh@onu.edu.ua

Summary

The paper presents the results of a study of methods for stabilizing the characteristics of gauges based on magnetosensitive transistor structures under the influence of temperature.

The problem is not only that the temperature directly affects the material, what show up, in particular, in the nature of the charge carrier transfer, but also that the heat dissipation from the semiconductor material in the device when using thermostatic or shielding elements is not always effective, complicates the construction as a whole and leads to an increase in the product mass and dimensions.

Temperature dependences of MTS electrophysical characteristics were perfectly investigated and resulted, in particular, in [1]. In this paper, the task was to solve the problem of the two-collector magnetosensitive transistor (DMT) structure parameter thermal stabilization by circuit method.

Keywords: magnetosensitive transistor structure, temperature instability, parameter stabilization.

УДК 621.382

DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2020.4.219308>

МЕТОДИ СТАБІЛІЗАЦІЇ ХАРАКТЕРИСТИК ДАТЧИКІВ НА ОСНОВІ МАГНІТОЧУТЛИВИХ ТРАНЗИСТОРНИХ СТРУКТУР

М. А. Глауберман, Я. І. Лепіх, А. П. Балабан, П. О. Снігур

Одеський національний університет імені І.І. Мечникова
вул. Дворянська, 2, 65082, Одеса, ndl_lepikh@onu.edu.ua

Реферат

В роботі наведені результати дослідження методів стабілізації характеристик датчиків на основі магніточутливих транзисторних структур при впливі на них температури.

Проблема полягає в тому, що температура впливає не тільки безпосередньо на матеріал, що проявляється, зокрема, на характері переносу носіїв заряду, а і в тому, що відведення тепла від напівпровідникового матеріалу у пристрої при використанні термостатуючих чи екрануючих елементів не завжди ефективно, а, крім того, ускладнює конструкцію вцілому і веде до збільшення масо-габаритних параметрів виробів.

Температурні залежності електрофізичних характеристик МТС нами були досконало досліджені і наведені, зокрема, в [1]. В даній роботі ставилася задача вирішити проблеми термостабілізації параметрів двоколекторної магніточутливої транзисторної (ДМТ) структури схемотехнічними методами.

Ключові слова: магніточутливі транзисторні структури, температурна нестабільність, стабілізація параметрів.

БІОСЕНСОРИ

BIOSENSORS

УДК 543.555+577.15

DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2020.4.219309>

РОЗРОБКА ФЕРМЕНТНОГО КОНДУКТОМЕТРИЧНОГО БІОСЕНСОРА ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ДОФАМІНУ В ВОДНИХ ЗРАЗКАХ

*О. О. Солдаткін^{1,2}, Д. В. Сєдюко¹, Д. Ю. Кучеренко¹, І. С. Кучеренко^{1,2}, С. В. Дзядевич^{1,2},
О. П. Солдаткін^{1,2}*

¹Інститут молекулярної біології та генетики НАН України,
вул. Заболотного, 150, 03680, м. Київ, Україна

²Київський національний університет імені Тараса Шевченка,
вул. Володимирська, 64, 01003, м. Київ, Україна

e-mail авторів: alex_sold@yahoo.com, d.siediuko@gmail.com, didukh.d@gmail.com,
kucherenko.i.s@gmail.com, dzyad@yahoo.com, a_soldatkin@yahoo.com

РОЗРОБКА ФЕРМЕНТНОГО КОНДУКТОМЕТРИЧНОГО БІОСЕНСОРА ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ДОФАМІНУ В ВОДНИХ ЗРАЗКАХ

*О. О. Солдаткін, Д. В. Сєдюко, Д. Ю. Кучеренко, І. С. Кучеренко, С. В. Дзядевич,
О. П. Солдаткін*

Анотація. В даній роботі розроблено кондуктометричний біосенсор, призначений для визначення концентрацій дофаміну. Для створення біоселективного елементу біосенсора використовували фермент лакказу, що був іммобілізований ковалентною зшивкою глутаровим альдегідом з бичачим сироватковим альбуміном на поверхні кондуктометричного перетворювача. Як перетворювач використовувались дві пари золотих гребінчастих електродів, нанесених на ситалову підкладку. В роботі було підібрано оптимальні умови іммобілізації лаккази, досліджено вплив параметрів розчину (іонна сила, рН, буферна ємність) на роботу розробленого біосенсора для визначення дофаміну. Отримані біосенсори демонстрували високу чутливість до дофаміну (мінімальна границя визначення – 5 мкМ). Лінійний діапазон біосенсорного визначення аналіту був до 1 мМ. Встановлено, що розроблений біосенсор характеризується високою відтворюваністю відгуків впродовж декількох годин безперервної роботи (RSD=10%). Перевірено можливість довгострокового зберігання запропонованого біосенсора в різних умовах. Показано, що дофамін-чутливий біосенсор характеризувався гарною селективністю відносно можливих інтерферуючих речовин і в подальшому може бути використаний для визначення концентрації дофаміну в біологічних та фармацевтичних зразках.

Ключові слова: кондуктометричний перетворювач, кондуктометрія, біосенсор, іммобілізований фермент, лаккази, дофамін.

DEVELOPMENT OF ENZYME CONDUCTOMETRIC BIOSENSOR FOR DOPAMINE DETERMINATION IN AQUEOUS SAMPLES

O. O. Soldatkin, D. V. Siediuko, D. Yu. Kucherenko, I. S. Kucherenko, S. V. Dzyadevych, A. P. Soldatkin

Abstract. In this work, a conductometric biosensor was developed to determine dopamine concentrations. To create a bioselective element of the biosensor we used the enzyme laccase, which was immobilized on the surface of the physical transducer by covalent crosslinking of glutaraldehyde with bovine serum albumin. Two pairs of gold interdigitated electrodes deposited on a sital substrate were used as a conductometric transducer. The optimal conditions of laccase immobilization were selected. The influence of solution parameters (ionic strength, pH, buffer capacity) on the work of the developed biosensor for dopamine determination was investigated. The biosensors demonstrated high sensitivity to dopamine (minimum limit of detection - 5 μM). The linear range of analyte determination was up to 1 mM. It was established that the developed biosensor is characterized by high reproducibility of responses during several hours of continuous operation (RSD = 10%). The proposed biosensor was tested regarding the possibility of its long-term storage under different conditions. It was shown that dopamine-sensitive biosensor was characterized by good selectivity towards probable interferents and can be further used to determine the concentration of dopamine in biological and pharmaceutical samples.

Keywords: conductometric transducer, conductometry, biosensor, immobilized enzyme, laccase, dopamine.

РАЗРАБОТКА ФЕРМЕНТНОГО КОНДУКТОМЕТРИЧЕСКОГО БИОСЕНСОРА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДОФАМИНА В ВОДНЫХ ОБРАЗЦАХ

A. A. Солдаткин, Д. В. Седюко, Д. Ю. Кучеренко, И. С. Кучеренко, С. В. Дзядевич, А. П. Солдаткин

Аннотация. В данной работе разработан кондуктометрический биосенсор, предназначенный для определения концентрации дофамина. Для создания биоселективного элемента биосенсора использовали фермент лакказы, который был иммобилизован ковалентной сшивкой глутаровым альдегидом с бычьим сывороточным альбумином на поверхности кондуктометрического преобразователя. В качестве преобразователя использовались две пары золотых электродов, нанесенных на керамическую подложку. В работе были подобраны оптимальные условия иммобилизации лакказы, исследовано влияние параметров раствора (ионная сила, pH, буферная емкость) на работу разработанного биосенсора для определения дофамина. Полученные биосенсоры демонстрировали высокую чувствительность к дофамину (минимальная граница определения - 5 мкМ). Линейный диапазон биосенсорного определения аналита был до 1 mM. Установлено, что разработанный биосенсор характеризуется высокой воспроизводимостью сигналов в течение нескольких часов непрерывной работы (RSD = 10%). Проверена возможность долгосрочного хранения биосенсора в различных условиях. Показано, что дофамин-чувствительный биосенсор характеризовался хорошей селективностью в отношении возможных интерферирующих веществ и в дальнейшем может быть использован для определения концентрации дофамина в биологических и фармацевтических образцах.

Ключевые слова: кондуктометрический преобразователь, кондуктометрия, биосенсор, иммобилизованный фермент, лакказа, дофамин.

1. Вступ

Дофамін – біологічно активна хімічна речовина, що виконує ряд життєво важливих функцій у якості гормону та нейромедіатора. Дофамін як нейромедіатор продукується в дофамінергічних нейронах вентральної області середнього мозку, в чорній субстанції. Він є важливою речовиною для нервової системи, тому що відповідає за рух, пам'ять, систему насолоди і заохочення, поведінку та увагу, інгібування синтезу пролактину та ін. Дофамін як гормон синтезується в нирках, де він впливає на ниркову вазодилатацію, діурез та натрійурез.

В залежності від того виступає дофамін гормоном чи нейромедіатором, він виконує різні функції в організмі. Під впливом дофаміну-гормону відбувається підвищення опору периферичних судин і підвищення систолічного артеріального тиску (результат стимуляції альфа-адренорецепторів), збільшується сила серцевих скорочень (результат стимуляції бета-адренорецепторів), збільшується серцевий викид. Частота серцевих скорочень змінюється відносно мало. Потреба міокарда в кисні підвищується, проте в результаті збільшення коронарного кровотоку забезпечується підвищена доставка кисню.

В результаті специфічного зв'язування з дофаміновими рецепторами нирок дофамін зменшує опір ниркових судин, збільшує в них кровотік і ниркову фільтрацію (процес утворення сечі). Також підвищується натрійурез (виведення іонів натрію з сечею), відбувається розширення мезентеріальних судин (судин кишечника). Ця дія на ниркові та мезентеріальні судини є специфічною і характерною лише для дофаміну, таким чином інші катехоламіни (норадреналін, адреналін) не проявляють таку дію. Проте, у великих дозах (при введенні більше 15 мкг/кг в хвилину) дофамін може викликати звуження ниркових судин [1].

Дофамін є одним з важливих нейромедіаторів для центральної нервової системи (ЦНС) ссавців, він впливає на рецептори D1, D2, D3, D4, D5. Дофамін відповідає за задоволення, мотивацію до дій, а також за цікавість до вивчення нової інформації [2], [3].

Таким чином, завдяки ряду важливих функцій визначення концентрації дофаміну у організмі людини є важливим для біомедичних досліджень. Вміст дофаміну в крові змінюється в залежності від віку здорової людини. Надлишок або дефіцит цієї життєво важливої речовини є причиною ряду захворювань. Тому, відхилення від норми концентрації дофаміну в різних рідинах організму людини, таких як плазма (табл.1) або сеча (табл. 2), може слугувати прогностичним маркером захворювань.

Таблиця 1

Норми вмісту дофаміну у плазмі крові в залежності від віку

Вік пацієнта, роки	Концентрація дофаміну, пг/мл
>6	10
>18	20
3-15	60

Таблиця 2

Норми вмісту дофаміну у сечі в залежності від віку

Вік пацієнта, роки	Концентрація дофаміну, нмоль/24 г
3-8	523-2472
9-12	334-3100
13-17	334-4218
>17	340-3139

Згідно «дофамінової теорії шизофренії» [4, 5] мозок пацієнтів, хворих на шизофренію, виробляє більше дофаміну, що надходить в постсинаптичні нейрони мозку в мезолімбичній системі під час наявності таких ознак як психоз, слухові і зорові галюцинації, нав'язливі думки, проте переважання істинної депресії, екстрапірамідні розлади, каталепсія - характеризується пониженим рівнем дофаміну. Пацієнти, які страждають на хворобу Паркінсона [6] або феохромоцитому [7] та стрес мають знижені показники концентрацій дофаміну. Всі ці хвороби визначаються за вмістом катехоламінів, у тому числі дофаміну, в плазмі крові або через 24-годинне збирання сечі. Таким чином, точне визначення концентрації дофаміну може сприяти своєчасному виявленню патологій на ранніх стадіях.

Кількісне визначення дофаміну є дуже важливим у клінічному аналізі для виявлення нейродегенеративних захворювань. Найбільш розповсюдженим фізико-хімічним методом визначення дофаміну, що використовується у клінічних лабораторіях є високоефективна рідинна хроматографія [8]. Суть методу полягає у розділенні проби (плазми крові) на складові компоненти, яке відбувається у хроматографічній колонці. Крім того, було розроблено інші аналітичні методи визначення дофаміну, наприклад, оптична спектроскопія [9] та мас-спектрометрія [10]. Однак, ці методи є трудомісткими та дорогими, тому вони не набули широкого використання.

Для підвищення рівня дофаміну при хворобі Паркінсона, депресії призначають прийом препаратів, що містять дофамін. Дофамін, як лікарський засіб, випускається під такими торговельними марками - Intropin, Dopastat, Revimine та ін. Ці засоби входять в перелік основних лікарських засобів Всесвітньої організації охорони здоров'я [11]. Дофамін вводиться методом внутрішньовенної ін'єкції. Крім того, період напіврозпаду дофаміну в плазмі дуже короткий (приблизно одна хвилина у дорослих, дві хвилини у новонароджених дітей і до п'яти хвилин у недоношених новонароджених), тому дофамін зазвичай вводять у вигляді безперервної внутрішньовенної крапельниці, а не одноразової ін'єкції [12]. Тому, окрім виявлення дофаміну у біологічних рідинах, визначення його концентрації також важливо у лікарських формах. На даний час найчастіше для контролю якості лікарських препаратів застосовують різні варіанти хроматографії. Проте ці методи вимагають складної попередньої обробки зразків та дорогого обладнання.

Способом вирішення вище вказаних проблем є використання нових біоаналітичних приладів – біосенсорів. На сьогодні існує ряд лабораторних прототипів біосенсорів для визначення дофаміну. Спільним недоліком таких біосенсорів є доволі складні за будовою електроди та модифіковані біоселективні елементи, що збільшує їх вартість та обмежує можливість масового виробництва.

На сьогодні, для визначення дофаміну було розроблено ряд електрохімічних біосенсорів

на основі різних ферментів та з використанням різних перетворювачів.

Амперометричний метод найчастіше використовується для прямого визначення дофаміну. Він має ряд переваг, таких як невеликий розмір обладнання, легке використання, швидке отримання результатів та висока точність [13]. Проте, амперометричне визначення має ряд обмежень. Наприклад, порівняно великий потенціал для прямого окислення на електроді та утворення фенокси-радикалів. Ці радикали здатні з'єднуватися з утворенням полімерної плівки на електроді, що призводить до зниження швидкості переносу електронів [14].

Іншим недоліком, амперометричних біосенсорів для виявлення дофаміну є співіснування багатьох інтерферуючих сполук у біологічних системах. Аскорбінова та сечова кислоти існують у рідинах організму людини у високій концентрації, і можуть бути легко окислені при потенціалах близьких до потенціалу окислення дофаміну, що призводить до накладання відгуків та неправильного визначення концентрацій дофаміну. Крім того, концентрація дофаміну є надзвичайно низькою (0,01-1 мкМ) у здорових осіб та ще меншою (в наномолярному діапазоні) у пацієнтів з хворобою Паркінсона, тоді як концентрація аскорбінової кислоти на 2-3 порядки вище [15]. Тому важливо розробити метод селективного визначення дофаміну з високою чутливістю та низькою межею визначення.

Крім того, більшість розроблених біосенсорів не було протестовано у реальних зразках. Тому є доцільним розробити новий біосенсор який буде перевірено у медичних зразках. За останні роки було зроблено численні спроби створення такого методу. Серед них було запропоновано використання різних електродних матеріалів, в тому числі вуглецевих електродів, легуваних бором [16], проведено модифікацію електродів за допомогою самоорганізованих моношарів [17], ковалентну модифікацію [18], використання різних наноматеріалів [19-21] або селективних полімерних плівок [22, 23], що мають позитивний вплив на виявлення дофаміну. Всі ці модифікації безперечно покращують селективність та чутливість біосенсорів на дофамін, але вони є більш складними у роз-

робці та використанні, дорожчими, потребують детального дослідження їх характеристик та потребують більше часу як для розробки, так і для проведення виміру аналізу у зразках.

Тому завдання створення простого, швидко та точного методу для визначення дофаміну остається актуальним. Проаналізувавши недоліки, переваги та особливості електрохімічних біосенсорів ми дійшли висновку, що розробка кондуктометричного біосенсора для визначення дофаміну є актуальною. Такі біосенсори мають важливі переваги: не потребують використання електроду порівняння; працюють при малій амплітуді перемінної напруги, тим самим запобігають фарадеївським процесам на електродах; нечутливі до світла; можуть бути мініатюризовані за допомогою дешевої стандартної технології тонких плівок [24].

Виходячи з вище приведеного, метою роботи була розробка нового кондуктометричного біосенсора на основі лаккази для визначення дофаміну, який був би простішим за будовою та використанням у порівнянні з існуючими біосенсорами, а також дослідження ефективності аналізу зразків фармацевтичного препарату.

2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

2.1. МАТЕРІАЛИ

В роботі використовували такі реактиви: лаккази з *Agaricus bisporus* з активністю 5,6 од.акт./мг фірми, бичачий сироватковий альбумін (БСА, фракція V), дофамін, гліцерол, глутамат, цистеїн, глюкоза, тирозин, та 25 %-й водний розчин глутарового альдегіду (ГА) фірми «Sigma-Aldrich» (США). Усі інші реактиви, що використовувались у роботі, були вітчизняного і закордонного виробництва та мали кваліфікацію "ос. ч." та "х. ч.". Зразки фармацевтичного препарату були вироблені фармацевтичною фірмою «Дарниця» (м. Київ) з концентрацією 5 мг/мл.

2.2. КОНСТРУКЦІЯ КОНДУКТОМЕТРИЧНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ НА ОСНОВІ ЗОЛОТИХ ГРЕБІНЧАСТИХ ЕЛЕКТРОДІВ

В роботі використовували кондуктометричні перетворювачі, виготовлені згідно наших

рекомендацій в Інституті фізики напівпровідників імені В.Є. Лашкарьова НАН України (м. Київ, Україна). Вони мають розмір 5 мм × 30 мм та складаються з двох ідентичних пар золотих гребінчастих електродів, нанесених на керамічну підкладку (рис. 1).

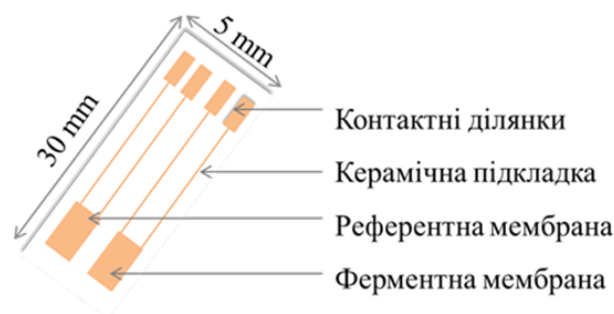


Рис. 1. Схематичне зображення золотого гребінчастого кондуктометричного перетворювача

Кожна пара гребінчастих електродів містить 20 комплементарних растрових пальців, що мають ширину та зазор між ними 20 мкм із загальною площею чутливої поверхні біля 2 мм². Використання одночасно двох пар електродів обумовлено необхідністю проводити вимірювання у диференційному режимі, коли на одну з пар електродів наносять ферментну мембрану, а на іншу пару – референтну мембрану з БСА. Використання диференційного режиму дозволяє значно покращувати точність біосенсорних вимірювань і зменшувати вплив неінформативних заряджених частинок на відгук біосенсора.

2.3. ВИГОТОВЛЕННЯ БІОСЕЛЕКТИВНИХ ЕЛЕМЕНТІВ

Імобілізація ферменту є ключовим кроком у створенні біосенсорів на основі ферментів. В нашій роботі біоселективні елементи біосенсорів отримували шляхом коїмобілізації лаккази із БСА у парах ГА на поверхні кондуктометричного перетворювача (Рис. 2). Для виготовлення робочої мембрани готували розчин: 7,5% лаккази з 2,5 % БСА у 20 мМ фосфатному буфері, рН 7,2 з 10% гліцерином. Суміш для приготування референтної мембрани готували таким же чином, але замість ферменту брали тільки БСА (10 %). Отримані розчини наноси-

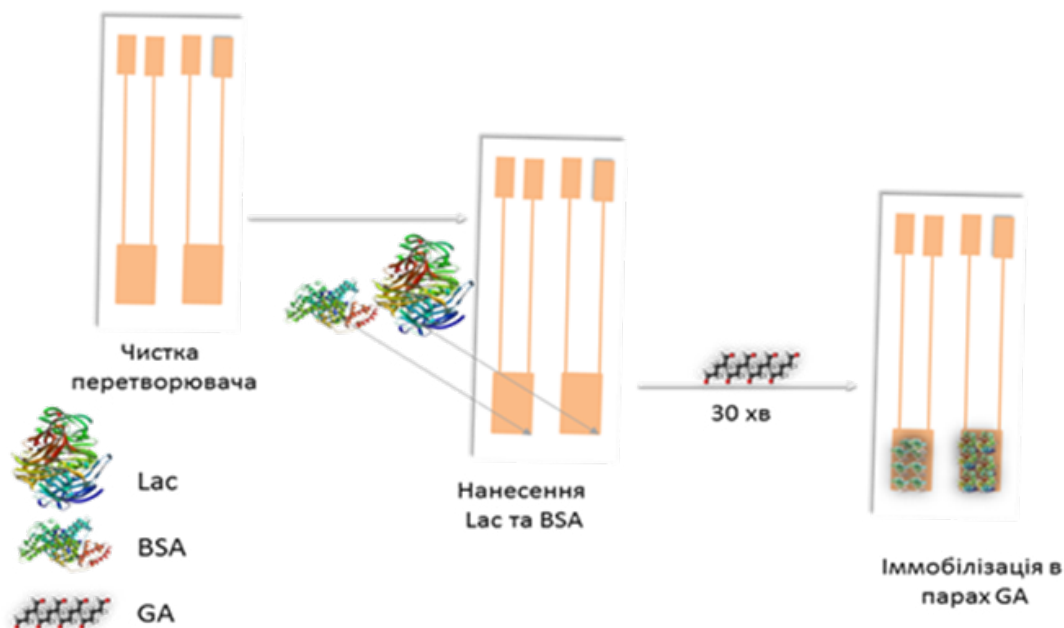


Рис. 2. Схематичне зображення процесу іммобілізації лаккази з БСА в парах ГА

ли на робочі поверхні гребінчастих електродів. Обидві мембрани були з однаковим вмістом білка. ГА утворював ковалентні зв'язки між молекулами ферменту та БСА, а гліцерол виступав допоміжною речовиною, що стабілізує фермент впродовж іммобілізації та запобігає передчасному висиханню краплі і поліпшує адгезію мембрани до поверхні перетворювача. Далі кондуктометричні перетворювачі з нанесеними мембранами поміщали в насичені пари глутарового альдегіду на 15 хв. Потім біосенсори витримували протягом 20 хвилин на повітрі за кімнатної температури. Після іммобілізації, біосенсори відмивали в робочому буферному розчині (10 хв.) від незв'язаних компонентів біоселективних мембран.

2.4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА УСТАНОВКА ДЛЯ КОНДУКТОМЕТРИЧНИХ ВИМІРЮВАНЬ

В роботі використовувалась стаціонарна кондуктометрична вимірювальна установка, схема якої зображена на рис. 3 [25].

З низькочастотного генератора сигналів ГЗ-118, змінна напруга з частотою 100 кГц та амплітудою 10 мВ подавалась на диференційну пару кондуктометричних електродів. Електроди знаходились у комірці з розчином, що досліджувався.

Для підвищення чутливості сенсора, та мінімізації шумів, що виникають за рахунок неспецифічних впливів, застосовувався диференційний режим вимірювання.

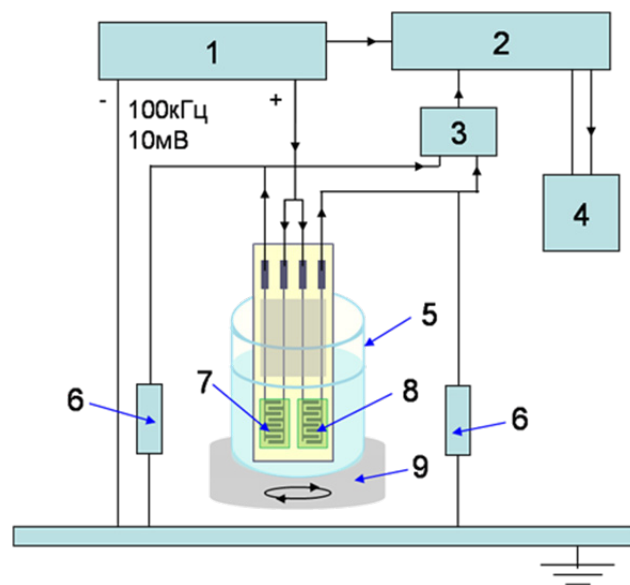


Рис. 3. Блок-схема вимірювальної установки: 1 – генератор сигналів, 2 – нановольтметр, 3 – диференційний підсилювач, 4 – ресструючий пристрій, 5 – робоча комірка з буферним розчином об'ємом 2 мл, 6 – опори навантаження, 7, 8 – електроди з нанесеними на них ферментною та референтною мембранами, 9 – магнітна мішалка

Отриманий на електродах сенсора сигнал, знімався з опорів навантаження $R_n = 1$ кОм, та надходив через диференційний підсилювач «Uniran-233-6» на селективний нановольтметр «Uniran-233». Після вольтметра цей сигнал подавався на реєструючий пристрій (самописець або персональний комп'ютер).

2.5. МЕТОДИКА ВИМІРЮВАННЯ

Виміри проводились у 5мМ фосфатному буфері та універсальному буфері з різним рН за кімнатної температури у відкритій комірці за інтенсивного перемішування. Концентрацію субстратів в комірці задавали додаванням до робочого буферу порцій стандартних концентрованих вихідних розчинів субстрату. Дослідження проводилися щонайменше у трьох серіях. Неспецифічні зміни вихідного сигналу, пов'язані з коливанням температури, рН середовища, електричними наводками, подавлялися завдяки використанню в роботі диференційного режиму вимірювань.

3. РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

3.1. ПРИНЦИП РОБОТИ БІОСЕНСОРА ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ДОФАМІНУ

В основі роботи біосенсора для визначення дофаміну лежить ферментативна реакція за участі лаккази. Лакказа – фермент класу оксидаз, широко використовується в якості біологічного елементу розпізнавання в електрохімічних біосенсорах для визначення фенолів та їхніх похідних [26, 27], оскільки він може каталізувати окислення фенольних сполук, що супроводжується відновленням кисню до води. Найбільш суттєвими перевагами лаккази є здатність каталітично переносити електрони без додаткових кофакторів, окислювати феноли в присутності молекулярного кисню.

Таким чином, в біоселективній мембрані біосенсора на основі лаккази, в присутності O_2 дофамін окислюється до дофаміна-о-хінона. Цей процес може бути представлений наступною реакцією:



Біохімічні реакції на поверхні перетворювача за участі ферменту супроводжуються появою в розчині нових іонів, що призводить до зміни електропровідності розчину з аналітом. Відповідно, дану ферментативну реакцію можна детектувати за допомогою кондуктометричного перетворювача.

3.2. ВИБІР ОПТИМАЛЬНИХ УМОВ ІММОБІЛІЗАЦІЇ ФЕРМЕНТУ

Імобілізація ферменту є ключовим кроком у створенні біосенсорів на основі ферментів. Відповідно першим етапом створення будь якого біосенсора є оптимізація процесу імобілізації біологічного матеріалу на фізичний перетворювач. В нашій роботі, спочатку було перевірено роботу біосенсорів на основі різних концентрацій лаккази для імобілізації в парах ГА протягом 15 хв. Для підбору оптимальної концентрації лаккази використовували ферментні розчини з масовою часткою лаккази 5%, 7,5%, 10% та 20%. Основні аналітичні характеристики протестованих біосенсорів наведено у табл. 3. Проаналізувавши дані, ми дійшли висновку, що найбільш оптимальною концентрацією є 7,5% лаккази.

Також було порівняно аналітичні характеристики біосенсорів в залежності від тривалості імобілізації ферменту (від 10 до 40 хвилин) при створенні біоселективного елементу біосенсора (Табл. 4).

Таблиця 3

Вплив концентрації ферменту в розчині для імобілізації на аналітичні характеристики біосенсорів

Аналітичні показники	Концентрація лаккази в розчині для приготування біосенсорів			
	20 %	10 %	7,5 %	5 %
Мінімальна межа визначення, мкМ	10,6	10,9	5	16,6
Чутливість, мкСм/мМ	19,17	24,59	11,71	10,16
Лінійний діапазон, мМ	0-1	0- 2	0-2	0-2
Шум базової лінії, мкСм	0,075	0,3	0,075	0,075
Дрейф базової лінії, мкСм/хв	0,25	0	0,375	0,15

Таблиця 4

Залежність параметрів біосенсора від тривалості іммобілізації

Аналітичні показники	Час іммобілізації в парах ГА				
	10 хв	15 хв	20 хв	30 хв	40 хв
Мінімальна межа визначення, мкМ	15	5	8	6	9,2
Чутливість, мкСм/мМ	11,94	11,71	15,56	22,11	20,11
Лінійний діапазон, мМ	0-2	0-2	0-2	0-1	0-1
Шум базової лінії, мкСм	0,15	0,075	0,15	0,125	0,2
Дрейф базової лінії, мкСм/хв	1,35	0,375	2,1	1,65	1,4

При іммобілізації ферменту протягом 10-15 хв. біосенсори характеризувались високою мінімальною межею визначення дофаміну, крім того, відбувалося поступове зменшення відгуків біосенсора впродовж роботи, обумовлене недостатнім закріпленням ферментів (відкріплення незв'язаних молекул ферментів). При 40 хв. відгуки на дофамін були менші, ніж в решті випадків, ймовірно через зменшення активності лактази в наслідок надмірного зшивання активних центрів. Для подальшої роботи було обрано оптимальний час іммобілізації 30 хв.

3.3. ВПЛИВ РОБОЧОГО БУФЕРНОГО РОЗЧИНУ НА ХАРАКТЕРИСТИКИ БІОСЕНСОРА

Робота кондуктометричного біосенсора базується на зміні провідності зразка. Ця зміна провідності може залежати як від самої ферментативної реакції, так і від характеристик розчину, в якому ця реакція відбувається. Тому передусім було досліджено вплив параметрів буферного розчину (іонна сила, буферна ємність, рН) на величину відгуків нашого біосенсора.

Як відомо, кожен фермент має певний рН оптимум для своєї роботи. Деякі ферменти після їх іммобілізації здатні змінювати свій рН оптимум, зсуваючи його або в лужну, або в кислу зону. Тому, перш за все, було важливо дослідити як впливає зміна рН середовища на відгуки біосенсора (Рис. 4). Всі виміри проводились в спеціальному універсальному багатокомпонентному буфері, що характеризується однаковою буферною ємністю в усьому діапазоні рН.

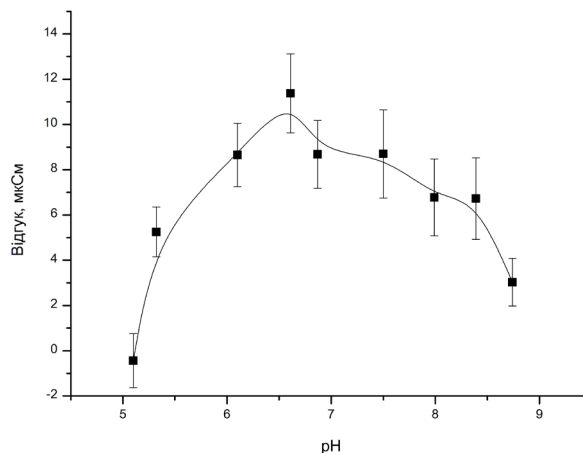


Рис. 4. Залежність величини відгуків біосенсора від рН робочого буферного розчину. Концентрація дофаміну – 200 мкМ. Вимірювання проводились в 5 мМ універсальному буфері

Графік залежності величини сигналу на додавання 200 мкМ дофаміну від рН мав дзвоноподібну форму з максимумом при рН 6,5. Тому для наступних експериментів було обрано фосфатний буферний розчин з рН 6,5.

Наступним параметром буферного розчину, що впливає на роботу кондуктометричних біосенсорів є буферна ємність. Тому було перевірено вплив концентрації буферного розчину на величину відгуків біосенсора (Рис. 5). Як видно з рисунку, відгуки біосенсора були найвищі при мінімальній концентрації буферу (1 мМ), і експоненційно зменшувались при підвищенні концентрації буферного розчину. Це є типовою залежністю для кондуктометричних біосенсорів. Нажаль для роботи не можна вибрати 1 мМ буферний розчин (відгуки біосенсора на дофамін найбільші), оскільки його буферна ємність буде недостатньою для підтримки стабільного рН після додавання у ви-

мірювальну комірку реальних зразків з іншим рН. Тому для подальшої роботи було вирішено використовувати 5 мМ фосфатний буфер, що вже характеризується достатньою буферною ємністю.

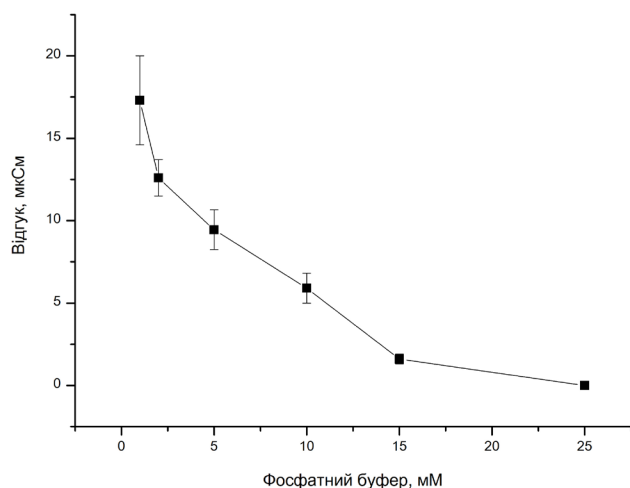


Рис. 5. Залежність величини відгуків біосенсора від концентрації робочого буферу. Концентрація дофаміну – 200 мкМ. Вимірювання проводились в фосфатному буфері рН 6,5

Крім буферної ємності розчину, на роботу біосенсора може впливати іонна сила розчину. При збільшенні буферної ємності збільшується також іонна сила розчину та його фонові провідність. Також реальні біологічні зразки, можуть характеризуватися значною іонною силою, і відповідно, впливати на результати аналізу дофаміну.

Ми провели дослідження стабільності відгуків біосенсорів в умовах різної іонної сили розчину. В ході експерименту ми міряли величини сигналу на одну концентрацію субстрату (200 мМ дофаміну) із додаванням до робочого буферного розчину KCl різної концентрації від 1 мМ до 25 мМ (Рис. 6).

Із побудованого на основі одержаних даних графіка видно, що зі збільшенням іонної сили відгук на концентрацію субстрату зменшується за експонентою. Одна з головних причин такої залежності пов'язана зі зростанням фонові провідності розчину. Тому під час проведення вимірювань за допомогою кондуктометричного біосенсора дуже важливим є контроль іонної сили аналізованих зразків.

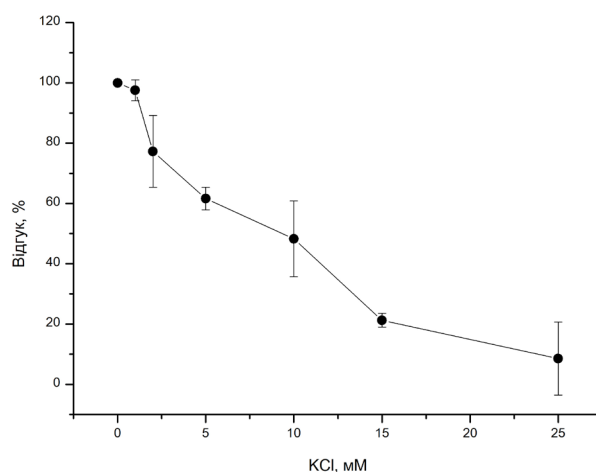


Рис. 6. Залежність відгуків біосенсора від концентрації KCl в розчині. Концентрація дофаміну – 200 мкМ. Вимірювання проводились в 5 мМ фосфатному буфері рН 6,5

3.4. ВИВЧЕННЯ СТАБІЛЬНОСТІ БІОСЕНСОРА ПІД ЧАС РОБОТИ ТА ЗБЕРІГАННІ

Важливою характеристикою біосенсорів є їх стабільність при безперервній роботі. Тому на наступному етапі роботи було досліджено відтворюваність відгуків біосенсора впродовж декількох годин безперервної роботи. Одне вимірювання дофаміну займало 2-3 хв., проміжок між вимірюваннями складав близько 5 хв.; за цей час біосенсор відмивали від субстрату, кілька разів змінюючи робочий буфер. Результати дослідження відтворюваності сигналів біосенсора при безперервній роботі представлено на рис. 7. Помітного падіння відгуків за 10 вимірювань не відбувалось; відносно середньоквадратичне відхилення відгуків становило не більше 10%.

Також було досліджено стабільність біосенсора при довгостроковому зберіганні (Рис. 8). Процедура експерименту була наступною: виготовляли низку біосенсорів, отримували декілька відгуків на дофамін, після чого біосенсори зберігались в різних умовах. Весь експеримент тривав три тижні. Через кожні сім днів зберігання, отримували декілька відгуків кожного біосенсора на ту ж саму концентрацію дофаміну. Було перевірено 3 варіанти зберігання біосенсорів: в сухому стані за температури +4 °С; в сухому стані за температури -18 °С та у робочому буферному розчині за температури +4 °С. Зберігання в сухому стані при

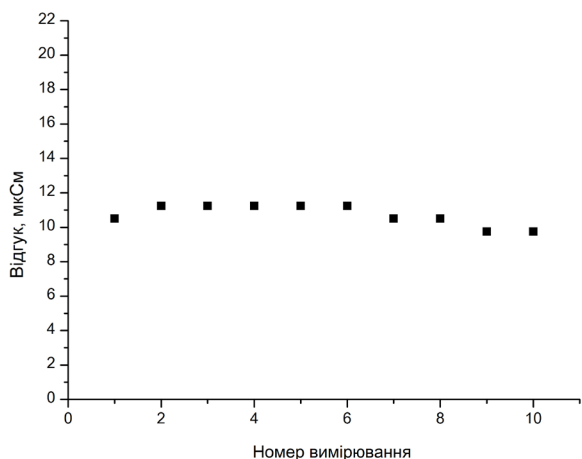


Рис. 7. Відтворюваність відгуків біосенсора на дофамін впродовж кількох годин роботи. Концентрація дофаміну – 200 мкМ. Вимірювання проводились в 5 мМ фосфатному буфері рН 6,5

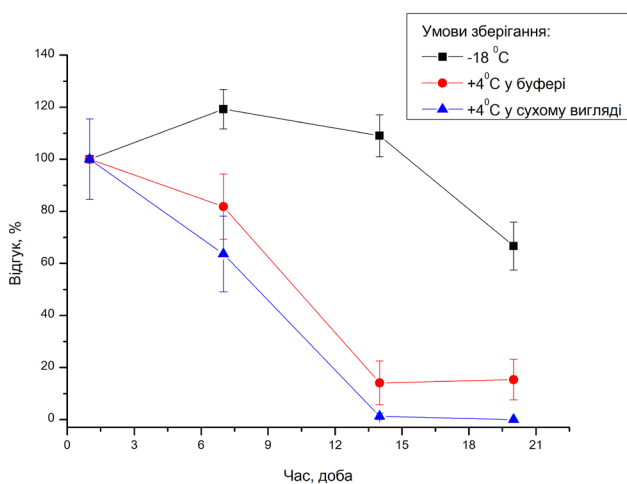


Рис. 8. Стабільність біосенсорів при довгостроковому зберіганні. Усі відгуки після зберігання було нормалізовано відносно величини відгуків відповідних біосенсорів відразу після їх приготування (прийнято за 100%). Концентрація дофаміну – 200 мкМ. Вимірювання проводились в 5 мМ фосфатному буфері рН 6,5

+4 °С виявилось найгіршим – після зберігання протягом першого тижня відгуки біосенсорів зменшилися у два рази. Після зберігання у буферному розчині при +4 °С 7 днів, відгуки біосенсорів зменшилися на 15-20%. Найкращим було зберігання біосенсорів в морозильній ка-

мері: відгуки зменшилися на 25-30% лише на 21 день зберігання.

3.5. АНАЛІЗ СЕЛЕКТИВНОСТІ БІОСЕНСОРА

Однією із основних проблем відомих амперометричних біосенсорів для визначення дофаміну є погана селективність відносно інтерферентів (особливо електроактивних речовин типу аскорбінової та сечової кислот). Використання кондуктометричного методу аналізу, теоретично мало значно покращити селективність біосенсора. Але для практичного використання розробленого кондуктометричного біосенсора для визначення дофаміну у реальних зразках потрібно було довести, що селективність його роботи достатня. Для цього, проведено ряд дослідів із дослідження впливу інтерферуючих речовин на роботу розробленого біосенсора. В експериментальну комірку вносили розчин з 5 мМ інтерферуючої речовини (глутамат, цистеїн, тирозин, глюкоза, сечова кислота, аскорбінова кислота, цистеїн). Відгук біосенсора розраховано у відсотках (Рис. 9).

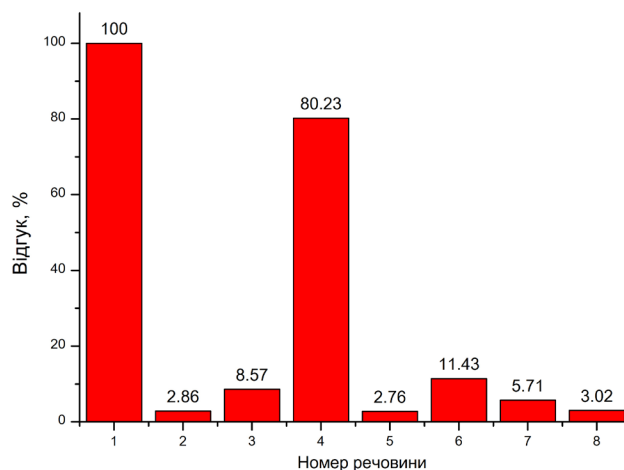


Рис. 9. Селективність дофамін-чутливого кондуктометричного біосенсора відносно дофаміну (1), глутамату (2), цистеїну (3), аскорбінової кислоти (4), сечової кислоти (5), тирозину (6), глюкози (7) та аргініну (8). Концентрація усіх аналітів – 5мМ. Вимірювання проводились в 5 мМ фосфатному буфері рН 6,5

Результати експерименту свідчать про те, що розроблений кондуктометричний біосенсор проявляє достатню селективність до дофаміну відносно ряду можливих інтерферентів, окрім аскорбінової кислоти (АК). Це пояснюється чутливістю лактази разом із дофаміном і до аскорбінової кислоти [28]. Відомо навіть про розробку біосенсора на основі лактази, чутливого до АК [29]. Відповідно запропонований біосенсор можна використовувати для аналізу фармацевтичних зразків, в яких немає АК. При застосуванні біосенсора для аналізу біологічних рідин, вирішити проблему чутливості біосенсора до АК, можливо застосуванням додаткового біосенсора на основі аскорбатоксидази, чутливого лише до АК.

3.6. ДОСЛІДЖЕННЯ АНАЛІТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК РОЗРОБЛЕНОГО КОНДУКТОМЕТРИЧНОГО БІОСЕНСОРА

Останнім етапом розробки та оптимізації роботи біосенсора на основі лаккази для визначення концентрації дофаміну необхідно було визначити аналітичні характеристики біосенсора.

Мінімальну межу біосенсорного визначення дофаміну виміряли як концентрацію дофаміну, що дає відгук в три рази більший за величину шуму базової лінії. Таким чином межа вимірювання дофаміну дорівнювала 5 мкМ. Цей параметр несуттєво змінювався в залежності від конкретного біосенсора та трошки зростав в процесі використання біосенсора. Для визначення лінійного діапазону роботи біосенсора будувалась калібрувальна крива (Рис. 10). Лінійний діапазон роботи біосенсора був до 1000 мкМ. Лінійна ділянка даної калібрувальної кривої описується рівнянням $G=0,03 \cdot C+0,16$, де G – зміна провідності (мкСм), C – концентрація дофаміну (мкМ). Чутливість біосенсора до дофаміну була 29 мкСм/мМ.

Отримані аналітичні характеристики свідчать про перспективність подальшого застосування розробленого біосенсора для кількісного аналізу дофаміну в реальних зразках.

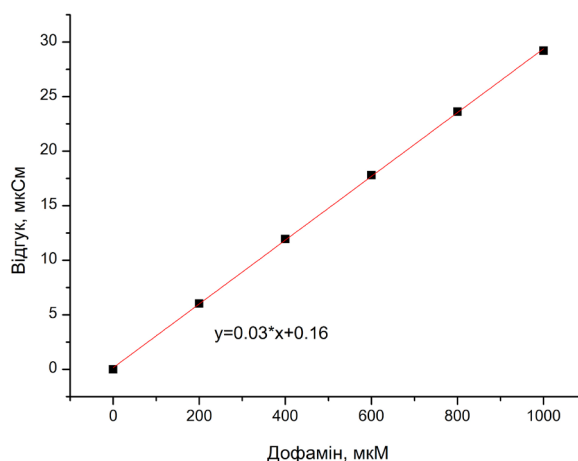


Рис. 10. Лінійна ділянка калібрувальної кривої біосенсора для визначення дофаміну. Вимірювання проводились в 5 мМ фосфатному буфері рН 6,5

4. ВИСНОВКИ

Розроблено кондуктометричний біосенсор на основі лаккази для кількісного визначення дофаміну в водних зразках. Проведено оптимізацію умов іммобілізації ферменту на поверхню кондуктометричного перетворювача: концентрація лаккази – 7.5%; тривалість іммобілізації – 30 хв. Визначено вплив основних параметрів робочого буферного розчину (іонна сила, буферна ємність, рН) на величину відгуків біосенсора на дофамін. Оптимальним робочим буферним розчином для функціонування запропонованого дофамін-чутливого біосенсора був 5 мМ фосфатний буфер, рН 6.5.

Також в роботі перевірена селективність біосенсора на основі лаккази відносно можливих інтерферуючих речовин (глутамату, цистеїну, аскорбінової кислоти, сечової кислоти, тирозину, глюкози та аргініну). Нажаль, біосенсор виявився чутливим до аскорбінової кислоти, що пояснюється чутливістю лаккази разом із дофаміном і до аскорбінової кислоти. Величини відгуків на інші речовини не перевищували 12%, що підтверджує специфічність розробленого біосенсора. Показано, що біосенсор характеризується високою відтворюваністю відгуків протягом одного робочого дня безперервної роботи. В сухому стані за температури -18 °С біосенсор залишався найбільш стабільним у порівнянні з іншими умовами зберігання.

Досліджено основні аналітичні характеристики розробленого біосенсора: чутливість, лінійний діапазон, шум, дрейф, мінімальна межа визначення, тощо. Показано, що біосенсор має високу чутливість до дофаміну: мінімальна межа визначення – 5 мкМ. Лінійний діапазон визначення знаходився в межах від 5 мкМ до 1 мМ.

Пропонований біосенсор можна використовувати для визначення концентрації дофаміну в водних зразках, зокрема при контролі процесу виробництва ліків та контролі якості фармацевтичними препаратів, що містять дофамін, або в парі з біосенсором чутливим до аскорбінової кислоти для контролю дофаміну в сироватці крові.

5. ПОДЯКА

Робота була проведена завдяки фінансовій підтримці від Національного фонду досліджень України в рамках конкурсу проєктів із виконання наукових досліджень і розробок «Підтримка досліджень провідних та молодих учених» (проєкт 2020.02/0097, договір № 03/02.2020) та НАН України в рамках цільової програми наукових досліджень НАН України ««Розумні» сенсорні прилади нового покоління на основі сучасних матеріалів та технологій».

Список використаної літератури

[1]. R.C. Harris and M.-Z. Zhang, “Dopamine, the Kidney, and Hypertension,” *Curr. Hypertens. Rep.*, vol. 14, no. 2, pp. 138–143, Apr. 2012.

[2]. E.S. Bromberg-Martin, M. Matsumoto, and O. Hikosaka, “Dopamine in Motivational Control: Rewarding, Aversive, and Alerting,” *Neuron*, vol. 68, no. 5, pp. 815–834, Dec. 2010.

[3]. M. Matsumoto and O. Hikosaka, “Two types of dopamine neuron distinctly convey positive and negative motivational signals,” *Nature*, vol. 459, no. 7248, pp. 837–841, Jun. 2009.

[4]. “Antipsychotic drugs, neurotransmitters, and schizophrenia,” *Am. J. Psychiatry*, vol. 135, no. 2, pp. 165–173, Feb. 1978.

[5]. A. Carlsson, “Does dopamine play a role in schizophrenia?,” *Psychol. Med.*, vol. 7, no. 4, pp. 583–97, Nov. 1977.

[6]. D. Hinzen, O. Hornykiewicz, W. Kobinger, L. Pichler, C. Piffl, and G. Schingnitz, “The dopamine autoreceptor agonist B-HT 920 stimulates denervated postsynaptic brain dopamine receptors in rodent and primate models of Parkinson’s disease: a novel approach to treatment,” *Eur. J. Pharmacol.*, vol. 131, no. 1, pp. 75–86, Nov. 1986.

[7]. O. Kuchel, N. T. Buu, P. Hamet, W. Nowaczynski, and J. Genest, “Free and conjugated dopamine in pheochromocytoma, primary aldosteronism and essential hypertension,” *Hypertension*, vol. 1, no. 3, pp. 267–273, 1979.

[8]. L. Zhang and W. K. Zhao, “[Solvent extraction and high performance liquid chromatography with electrochemical detection for determination of plasma catecholamines],” *Zhongguo Yao Li Xue Bao*, vol. 10, no. 6, pp. 572–5, Nov. 1989.

[9]. M. Zhu, X. Huang, J. Li, and H. Shen, “Peroxidase-based spectrophotometric methods for the determination of ascorbic acid, norepinephrine, epinephrine, dopamine and levodopa,” *Anal. Chim. Acta*, vol. 357, no. 3, pp. 261–267, Dec. 1997.

[10]. H. R. Kim, T.-H. Kim, S.-H. Hong, and H.-G. Kim, “Direct detection of tetrahydrobiopterin (BH4) and dopamine in rat brain using liquid chromatography coupled electrospray tandem mass spectrometry,” *Biochem. Biophys. Res. Commun.*, vol. 419, no. 4, pp. 632–7, Mar. 2012.

[11]. WHO, “WHO Model List of Essential Medicines,” *Essent. Med. Heal. Prod.*, no. August, pp. 1–39, 2017.

[12]. V. Bhatt-Mehta and M. C. Nahata, “Dopamine and Dobutamine in Pediatric Therapy,” *Pharmacother. J. Hum. Pharmacol. Drug Ther.*, vol. 9, no. 5, pp. 303–314, Sep. 1989.

[13]. K. Jackowska and P. Krysinski, “New trends in the electrochemical sensing of dopamine,” *Anal. Bioanal. Chem.*, vol. 405, no. 11, pp. 3753–3771, Apr. 2013.

[14]. S. Sánchez-Cortés, O. Francioso, J., García-Ramos, C. Ciavatta, and C. Gessa, “Catechol polymerization in the presence of silver surface,” *Colloids Surfaces A Physicochem. Eng. Asp.*, vol. 176, no. 2–3, pp. 177–184, Jan. 2001.

- [15]. S. Hou, M. L. Kasner, S. Su, K. Patel, and R. Cuellari, "Highly Sensitive and Selective Dopamine Biosensor Fabricated with Silanized Graphene," *J. Phys. Chem. C*, vol. 114, no. 35, pp. 14915–14921, Sep. 2010.
- [16]. P. R. Roy, T. Okajima, and T. Ohsaka, "Simultaneous electroanalysis of dopamine and ascorbic acid using poly (N,N-dimethylaniline)-modified electrodes," *Bioelectrochemistry*, vol. 59, no. 1–2, pp. 11–19, Apr. 2003.
- [17]. C. R. Raj, T. Okajima, and T. Ohsaka, "Gold nanoparticle arrays for the voltammetric sensing of dopamine," *J. Electroanal. Chem.*, vol. 543, no. 2, pp. 127–133, Feb. 2003.
- [18]. G. Erdoğan and M. M. Mutlu, "Selective Detection of Dopamine in the Presence of Ascorbic Acid at Poly (m-Aminobenzene Sulfonic Acid)," *Am. J. Anal. Chem.*, vol. 02, no. 05, pp. 582–588, 2011.
- [19]. A. Liu, M. D. Wei, I. Honma, and H. Zhou, "Biosensing Properties of Titanate Nanotube Films: Selective Detection of Dopamine in the Presence of Ascorbate and Uric Acid," *Adv. Funct. Mater.*, vol. 16, no. 3, pp. 371–376, Feb. 2006.
- [20]. V. K. Sharma and L. Trnkova, "Copper Nanoparticle Modified Pencil Graphite Electrode for Electroanalysis of Adenine," *Electroanalysis*, vol. 28, no. 11, pp. 2834–2840, Nov. 2016.
- [21]. W. Yan, X. Feng, X. Chen, X. Li, and J.-J. Zhu, "A selective dopamine biosensor based on AgCl@polyaniline core-shell nanocomposites" *Bioelectrochemistry*, vol. 72, no. 1, pp. 21–7, Feb. 2008.
- [22]. A. Balamurugan and S.-M. Chen, "Poly(3,4-ethylenedioxythiophene-co-(5-amino-2-naphthalenesulfonic acid)) (PEDOT-PANS) film modified glassy carbon electrode for selective detection of dopamine in the presence of ascorbic acid and uric acid" *Anal. Chim. Acta*, vol. 596, no. 1, pp. 92–8, Jul. 2007.
- [23]. S. S. Kumar, J. Mathiyarasu, K. L. N. Phani, and V. Yegnaraman, "Simultaneous determination of dopamine and ascorbic acid on poly (3,4-ethylenedioxythiophene) modified glassy carbon electrode" *J. Solid State Electrochem.*, vol. 10, no. 11, pp. 905–913, Nov. 2006.
- [24]. Z. Muhammad-Tahir and E. C. Alcilja, "A conductometric biosensor for biosecurity," *Biosens. Bioelectron.*, vol. 18, no. 5–6, pp. 813–819, May 2003.
- [25]. Soldatkin OO, Peshkova VM, Dzyadevych SV, Soldatkin AP, Jaffrezic-Renault N, El'skaya AV. Novel sucrose three-enzyme conductometric biosensor. *Mater Sci Eng C*. 2008;28(5–6):959–64.
- [26]. D. Li *et al.*, "NiCu Alloy Nanoparticle-Loaded Carbon Nanofibers for Phenolic Biosensor Applications," *Sensors*, vol. 15, no. 11, pp. 29419–29433, Nov. 2015.
- [27]. Y. Liu, X. Qu, H. Guo, H. Chen, B. Liu, and S. Dong, "Facile preparation of amperometric laccase biosensor with multifunction based on the matrix of carbon nanotubes–chitosan composite," *Biosens. Bioelectron.*, vol. 21, no. 12, pp. 2195–2201, Jun. 2006.
- [28]. The phenoloxidases of the ascomycete *Podospora anserina*. V. Properties of laccase I after further purification Molitoris, H.P.; Esser, K.; *Arch. Mikrobiol.* (1970) 72, 267-296
- [29]. Ascorbic acid biosensor based on laccase immobilized on an electrode modified with a self-assembled monolayer and coated with functionalized quantum dots Zhan Wang & Qiao Xu & Jian-Hao Wang & Qin Yang & Jiu-Hong Yu & Yuan-Di Zhao, *Microchim Acta* (2009) 165:387–392.

Стаття надійшла до редакції 16.10.2020 р.

UDC 543.555+577.15

DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2020.4.219309>

DEVELOPMENT OF ENZYME CONDUCTOMETRIC BIOSENSOR FOR DOPAMINE DETERMINATION IN AQUEOUS SAMPLES

O. O. Soldatkin^{1,2}, D. V. Siediuko¹, D. Yu. Kucherenko^{1,2}, I. S. Kucherenko^{1,2}, S. V. Dzyadevych^{1,2}, A. P. Soldatkin^{1,2}

¹Institute of Molecular Biology and Genetics, NAS of Ukraine,
150 Zabolotnogo str., 03680, Kyiv, Ukraine

²Taras Shevchenko Kyiv National University,
64 Volodymyrska str., 01601, Kyiv, Ukraine

Summary

Dopamine is a biologically active chemical that performs a number of vital functions as a hormone and neurotransmitter. Dopamine as a neurotransmitter is an important substance for the nervous system, as it is responsible for movement, memory, pleasure and reward system, behavior and attention, inhibition of prolactin synthesis, etc. Dopamine as a hormone affects renal vasodilation, diuresis and natriuresis.

Therefore, the determination of dopamine concentration in the human body is important for biomedical research. The content of dopamine in the blood varies depending on the age of a healthy person and can serve as a prognostic marker of many diseases.

The aim of this work was to develop a new enzyme conductometric biosensor for the determination of dopamine in aqueous samples and to study the biosensor's analytical characteristics.

Methods: The conductometric method of analysis with differential measurement mode was used in the work. Two pairs of gold interdigitated electrodes deposited on a sital substrate were used as a conductometric transducer. To create a bioselective element of the biosensor we used the enzyme laccase, which was immobilized on the surface of the physical transducer by covalent crosslinking of glutaraldehyde with bovine serum albumin.

Results: The optimal conditions of laccase immobilization were selected. The influence of solution parameters (ionic strength, pH, buffer capacity) on the work of the developed biosensor for dopamine determination was investigated. The biosensors demonstrated high sensitivity to dopamine (minimum limit of detection - 5 μ M). The linear range of analyte determination was up to 1 mM. It was established that the developed biosensor is characterized by high reproducibility of responses during several hours of continuous operation (RSD = 10%). The proposed biosensor was tested regarding the possibility of its long-term storage under different conditions. The selectivity of dopamine-sensitive biosensor towards probable interferents was studied.

Conclusion. A conductometric biosensor was developed for the determination of dopamine concentration. The biosensor was shown to be highly sensitive to dopamine: the minimum limit of detection is 5 μ M. The linear range of determination was 5 μ M - 1 mM. The developed conductometric biosensor was proven to be suitable for measuring dopamine concentration in biological and pharmaceutical samples.

Keywords: conductometric transducer, conductometry, biosensor, immobilized enzyme, laccase, dopamine.

УДК 543.555+577.15

DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2020.4.219309>

РОЗРОБКА ФЕРМЕНТНОГО КОНДУКТOMETРИЧНОГО БІОСЕНСОРА ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ДОФАМІНУ В ВОДНИХ ЗРАЗКАХ

*О. О. Солдаткін^{1,2}, Д. В. Седюко¹, Д. Ю. Кучеренко¹, І. С. Кучеренко^{1,2}, С. В. Дзядевич^{1,2},
О. П. Солдаткін^{1,2}*

¹Інститут молекулярної біології та генетики НАН України,
вул. Заболотного, 150, 03680, м. Київ, Україна

²Київський національний університет імені Тараса Шевченка,
вул. Володимирська, 64, 01003, м. Київ, Україна

Реферат

Дофамін - біологічно активна хімічна речовина, що виконує ряд життєво важливих функцій у якості гормону та нейромедіатора. Дофамін як нейромедіатор є важливою речовиною для нервової системи, тому що відповідає за рух, пам'ять, систему насолоди і заохочення, поведінку та увагу, інгібування синтезу пролактину та ін. Дофамін як гормон впливає на ниркову вазодилатацію, діурез та натрійурез.

Таким чином, завдяки ряду важливих функцій дофаміну, визначення його концентрації у організмі людини є важливим для біомедичних досліджень. Вміст дофаміну в крові змінюється в залежності від віку здорової людини і може служити прогностичним маркером багатьох захворювань.

Мета даної роботи полягала в розробці нового ферментного кондуктометричного біосенсора для визначення дофаміну в водних зразках та дослідження його аналітичних характеристик.

Методи дослідження: В роботі застосовували кондуктометричний метод аналізу з диференційним режимом вимірювання. Як кондуктометричний перетворювач використовувались дві пари золотих гребінчастих електродів, нанесених на ситалову підкладку. Для створення біоселективного елементу біосенсора використовували фермент лакказу, який був іммобілізований ковалентною зшивкою глутаровим альдегідом з бичачим сироватковим альбуміном на поверхні фізичного перетворювача.

Результати дослідження: В роботі було підібрано оптимальні умови іммобілізації лаккази. Досліджено вплив параметрів розчину (іонна сила, рН, буферна ємність) на роботу розробленого біосенсора для визначення дофаміну. Отримані біосенсори демонстрували високу чутливість до дофаміну (мінімальна границя визначення – 5 мкМ). Лінійний діапазон біосенсорного визначення аналіту був до 1 мМ. Встановлено, що розроблений біосенсор характеризується високою відтворюваністю відгуків впродовж декількох годин безперервної роботи (RSD=10%). Перевірено можливість довгострокового зберігання запропонованого біосенсора в різних умовах. Вивчено якою селективністю характеризувався дофамін-чутливий біосенсор відносно можливих інтерферентів.

Висновки: Розроблено кондуктометричний біосенсор, що призначений для визначення концентрацій дофаміну. Показано, що біосенсор має високу чутливість до дофаміну: мінімальна межа визначення – 5 мкМ. Лінійний діапазон визначення знаходився в межах від 5 мкМ до 1 мМ. Доведено, що розроблений кондуктометричний може бути використаний для визначення концентрації дофаміну в біологічних та фармацевтичних зразках.

Ключові слова: кондуктометричний перетворювач, кондуктометрія, біосенсор, іммобілізований фермент, лаккази, дофамін.

МАТЕРІАЛИ ДЛЯ СЕНСОРІВ

SENSOR MATERIALS

PACS 71.55.Gs, 72.80.Ey, 73.20.Hb, 73.40.Gk, 73.40.Lq, 85.60.Bt, УДК: 621.383.52

DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2020.4.216146>

ЕЛЕКТРИЧНІ ТА ФОТОЕЛЕКТРИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ДІОДІВ ШОТТКІ ГРАФІТ/ n-Si ВИГОТОВЛЕНИХ ЗА МЕТОДИКОЮ «ОЛІВЕЦЬ-НА-НАПІВПРОВІДНИКУ»

П. Д. Мар'янчук¹, М. М. Солован¹, Т. Т. Ковалюк^{1,2}, А. І. Мостовий¹, М. М. Грицюк¹

¹Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,
кафедра електроніки і енергетики, 58012, м. Чернівці, Україна

²Charles University in Prague, Faculty of Mathematics and Physics,
Ke Karlovu 5, 121 16 Prague 2, Czech Republic

p.maryanchuk@chnu.edu.ua, m.solovan@chnu.edu.ua, t.kovalyuk@chnu.edu.ua,
a.mostoviy@chnu.edu.ua, m.hrytsiuk1994@gmail.com

ЕЛЕКТРИЧНІ ТА ФОТОЕЛЕКТРИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ДІОДІВ ШОТТКІ ГРАФІТ/ n-Si ВИГОТОВЛЕНИХ ЗА МЕТОДИКОЮ «ОЛІВЕЦЬ-НА-НАПІВПРОВІДНИКУ»

П. Д. Мар'янчук, М. М. Солован, Т. Т. Ковалюк, А. І. Мостовий, М. М. Грицюк

Анотація. Вперше виготовлені фоточутливі діоди Шотткі графіт/n-Si шляхом рисування тонких плівок графіту на поверхні монокристалічної солі (NaCl) і перенесення їх на монокристалічні пластини n-Si.

Виміряно прямі та зворотні вольт-амперні характеристики діодів Шотткі графіт/n-Si при різних температурах, а також при освітленні білим світлом інтенсивністю $P_{opt} = 80$ мВт/см². Визначено домінуючі механізми струмопереносу через гетероперехід: при прямому зміщенні ВАХ добре описуються в рамках тунельно-рекомбінаційної моделі за участі поверхневих станів, а при зворотному зміщенні протікає невеликий струм витoku через шунтуючий опір.

Встановлено, що при освітленні білим світлом інтенсивністю $P_{opt} = 80$ мВт/см², зворотний струм I_{light} зростає в порівнянні з його величиною у темряві I_{dark} більше, ніж на порядок внаслідок розділення фотогенерованих електрон-діркових пар. З вищесказаного можна зробити висновок що виготовлений діод Шотткі можна використовувати як фоточутливий прилад.

Ключові слова: графіт, кремній, діоди Шотткі, механізми струмопереносу, рекомбінація.

ELECTRICAL AND PHOTOELECTRIC PROPERTIES OF SCHOTTKY DIODES GRAPHITE/n-Si PREPARED BY THE PENCIL-ON-SEMICONDUCTOR METHOD

P. D. Maryanchuk, M. M. Solovan, T. T. Kovaliuk, A. I. Mostovyi, M. M. Hrytsiuk

Abstract. This paper presents the results of studies of the electrical properties photosensitive Schottky diodes graphite/n-Si prepared by the transfer of dry drawn graphite films onto single crystal n-Si.

Forward and reverse I-V characteristics of Schottky diodes graphite/n-Si were measured at various temperatures, as well as with light intensity $P_{opt} = 80 \text{ mW/cm}^2$. The dominating current-transport mechanisms through the heterojunctions was established: at forward bias, it is well described by the tunneling-recombination models via surface states at the graphite/n-Si interface; at reverse bias, was determined to be the small current flows through the shunt resistance.

It was found that the reverse current I_{light} increases by more than an order of magnitude in comparison with its value in the dark I_{dark} due to the separation of photogenerated electron-hole pairs under illumination with white light with an intensity $P_{opt} = 80 \text{ mW/cm}^2$. From the above, it can be conclude that the fabricated Schottky diodes can be use as a photosensitive device.

Keywords: graphite, silicon, Schottky diodes, mechanisms of current transfer, recombination.

ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ И ФОТОЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ДИОДОВ ШОТТКИ ГРАФИТ/n-Si ИЗГОТОВЛЕННЫХ ПО МЕТОДИКЕ «КАРАНДАШ-НА-ПОЛУПРОВОДНИКЕ»

П. Д. Марьянчук, М. Н. Солован, Т. Т. Ковалюк, А. И. Мостовой, М. Н. Грыцюк

Аннотация. Впервые изготовлены фоточувствительные диоды Шоттки графит/n-Si путем рисования тонких пленок графита на поверхности монокристаллической соли (NaCl) и переноса их на монокристаллические пластины n-Si.

Измерены прямые и обратные вольт-амперные характеристики диодов Шоттки графит/n-Si при различных температурах, а также при освещении белым светом интенсивностью $P_{opt} = 80 \text{ мВт/см}^2$. Определены доминирующие механизмы токопереноса через гетеропереход: при прямом смещении ВАХ хорошо описываются в рамках туннельно-рекомбинационной модели с участием поверхностных состояний, а при обратном смещении протекает небольшой ток утечки через шунтирующее сопротивление.

Установлено, что при освещении белым светом интенсивностью $P_{opt} = 80 \text{ мВт/см}^2$, обратный ток I_{light} возрастает по сравнению с его величиной в темноте I_{dark} более чем на порядок вследствие разделения фотогенерированных электрон-дырочных пар. Из вышесказанного можно сделать вывод, что изготовленный диод Шоттки можно использовать как фоточувствительный прибор.

Ключевые слова: графит, кремний, диоды Шоттки, механизмы токопереноса, рекомбинация.

Вступ

Останнім часом особливе місце в електроніці займають діоди Шотткі [1] тому, що на відміну від р-n-переходів та гетеропереходів, вони оперують основними носіями заряду та мають відносно мале падіння прямої напруги, малий час відновлення, що визначає їх перспективність для подальшого розвитку високочастотної електроніки [2].

Методи отримання тонких плівок графіту також викликають великий науковий та практичний інтерес, зумовлений унікальними властивостями цих плівок, хорошою електричною провідністю, прозорістю, високими механічними властивостями, високою рухливістю носіїв заряду [3].

Графіт формує бар'єр Шотткі до цілого ряду напівпровідників, зокрема до кремнію. Цей факт є важливим, оскільки кремній є основним матеріалом сучасної напівпровідникової електроніки, силової електроніки та геліоенергетики. Він використовується для виробництва сонячних батарей, високотехнологічного обладнання, електрообладнання та комплектуючих до електроприладів [4].

У свою чергу, графіт має багато переваг по відношенню до традиційних металів. Графіт стійкий до термічної дії, завдяки виключно міцним зв'язкам атомів вуглецю, тому бар'єри Шотткі на основі графіту зберігають випрямляючі властивості при високих температурах. Заміна діодами Шотткі на основі комбінації графіт/n-Si наявних приладів на основі р-n-переходів повинна приводити до збільшення швидкодії приладів високочастотної та силової електроніки [5].

Експериментальна частина

В якості базового матеріалу було використано монокристалічний кремній n-типу провідності з орієнтацією поверхні (100) товщиною 330 мкм. Значення питомого опору і концентрації носіїв заряду в цих кристалах при кімнатній температурі (295 К) становили $\rho = 6 \text{ Ом} \cdot \text{см}$ і $n = 7,4 \cdot 10^{14} \text{ см}^{-3}$, відповідно. Глибина залягання рівня Фермі для базового матеріалу складає ($E_c - E_F = 0,27 \text{ eV}$).

Для виготовлення діодів Шотткі використовується простий і дешевий метод перенесення

нарисованої плівки графіту на напівпровідникові підкладки «олівець-на-напівпровіднику» [6]. Відповідно до цього методу, графітову плівку спочатку рисують на розчинній підкладці (NaCl), а потім переносять на гладку поверхню напівпровідникової підкладки і формують якісний оптичний контакт.

Перед початком нанесення плівок графіту, одна з поверхонь свіжосколотої монокристалічної соляної підкладки (NaCl) механічно шліфується до шорсткості $R_a=0,2 \text{ мкм}$, $R_z=0,23 \text{ мкм}$ та $R_{\text{max}}=1,1 \text{ мкм}$. Однорідна графітова плівка рисується на підготовленій поверхні соляної підкладки за допомогою чистого графітового стержня діаметром 1 мм при постійній силі притиснення в 1 Н. Після цього зразок розміщується на поверхні дистильованої води плівкою графіту вгору. Через певний час соляна підкладка повністю розчиняється, а на поверхні води плаває нарисована тонка плівка графіту. Плаваючу нарисовану плівку графіту перенесли на підкладку n-Si розмірами $5 \times 5 \times 0,5 \text{ мм}$ для виготовлення діодів Шотткі. Плівка графіту після перенесення на підкладку висушується у потоці гарячого повітря $80 \text{ }^\circ\text{C}$ для того, щоб видалити залишки води та сформувати якісний оптичний контакт з гладкою поверхнею підкладки [3].

За допомогою срібної пасти, наносимо фронтальний електричний контакт при кімнатній температурі.

Щоб уникнути рекомбінації на тилловій стороні кремнію і забезпечити хороше збирання фотогенерованих носіїв заряду, були використані підкладки, які мають тилловий контакт з вбудованим внутрішнім полем. Активна площа контакту для досліджуваних діодів Шотткі становить 25 мм^2 .

Результати та їх обговорення

На рис. 1 представлені вольт-амперні характеристики досліджуваних діодів Шотткі графіт/n-Si, виміряні при різних температурах. Досліджувані структури володіли яскраво вираженими діодними характеристиками з коефіцієнтом випрямлення $\approx 10^3$.

Шляхом екстраполяції лінійних ділянок ВАХ до перетину з віссю напруг визначені значення висоти потенціального бар'єру ϕ_0

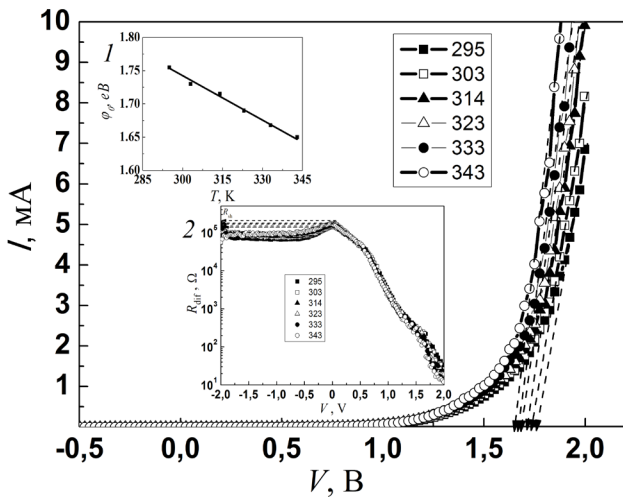


Рис. 1. Вольт-амперні характеристики діодів Шотткі графіт/n-Si. На вставках: 1 – температурна залежність висоти потенціального бар'єру, 2 – залежність диференційного опору діодів Шотткі графіт/n-Si від напруги при різних температурах

діодів Шотткі графіт/n-Si при різних температурах (вставка на рис. 1). Встановлено, що температурна залежність висоти потенціального бар'єру діодів Шотткі графіт/n-Si добре описується рівнянням:

$$\varphi_0(T) = \varphi_0(0) + \beta_\varphi \cdot T, \quad (1)$$

де $\varphi_0(0) = 2,39$ eV - значення висоти потенціального бар'єру досліджуваної структури при абсолютному нулі температури, $\beta_\varphi = -2,17 \cdot 10^{-3}$ eV · K⁻¹ – температурний коефіцієнт висоти потенціального бар'єру.

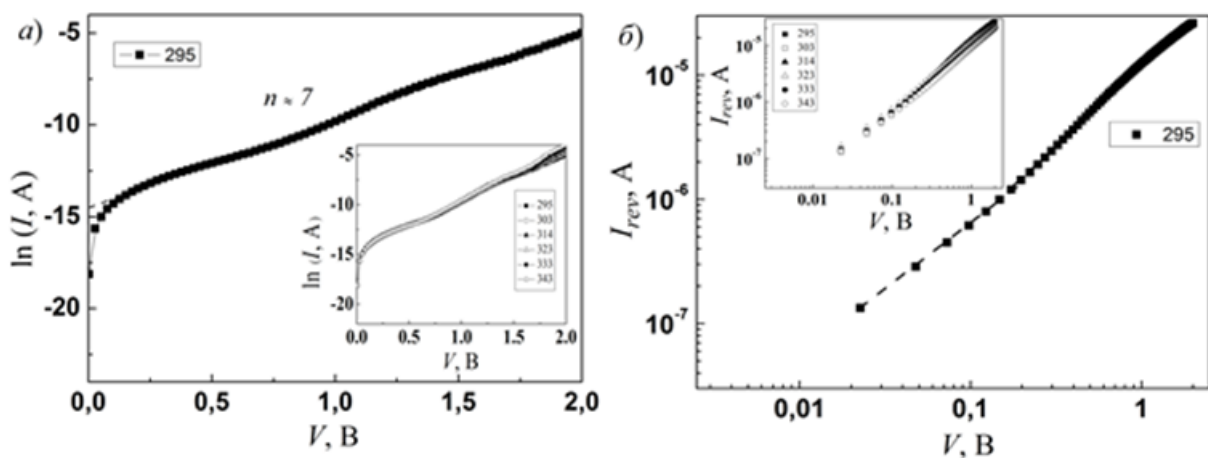


Рис. 2. ВАХ діодів Шотткі графіт/n-Si у напівлогарифмічних та логарифмічних координатах при кімнатній температурі: а) – прямі зміщення; б) – зворотні зміщення. На вставках – ВАХ діодів Шотткі графіт/n-Si при різних температурах

Величину послідовного опору R_s діодів Шотткі графіт/n-Si визначено з нахилу прямолінійних ділянок вольт-амперних характеристик в області напруг більше висоти потенціального бар'єру, де криві $I = f(V)$ переходять з експоненційної залежності в лінійну. Із температурних залежностей диференційного опору діодів Шотткі графіт/n-Si від напруги було визначено значення шунтуючого опору (вставка на рис. 1). Отримані результати представлено у таблиці 1.

Таблиця 1

Параметри діодів Шотткі графіт/n-Si, визначені при різних температурах.

T, K	R_s , Ом	$R_{sh} \cdot 10^{-5}$, Ом	φ_0 , eV
295	50	1.71	1,75
303	34	1.79	1,73
314	29	1.6	1,71
323	28	1.38	1,69
333	27	1.56	1,67
343	30	1.86	1,65

Механізми струмопереносу в діодах Шотткі графіт/n-Si

Прямі та зворотні гілки вольт-амперних характеристик діодів Шотткі графіт/n-Si у напівлогарифмічних та логарифмічних координатах при кімнатній температурі представлено на рис. 2а та рис.2б, відповідно (на вставках до цих рисунків представлені ВАХ при різних температурах).

В області прямих зміщень, як видно з рисунку 2а, при $V > 3kT/e$ спостерігаються прямолінійні ділянки, що свідчить про експоненційну залежність струму від напруги.

Із нахилу прямолінійних ділянок в області напруг ($3kT/e < V < 1,5$ В) визначено коефіцієнт неідеальності n ($\Delta \ln(I)/\Delta V = e/nkT$, де n – коефіцієнт неідеальності), який приблизно рівний 7. Це підтверджує тунельну природу механізму струмопереносу [7,8]. Проте при малих зміщеннях область просторового заряду ще не достатньо тонка для прямого тунелювання, яке описується формулою Ньюмена. Тому, можна вважати основним механізмом струмопереносу багатоступінчаті тунельно-рекомбінаційні процеси за участю поверхневих станів на межі поділу графіт/n-Si [8].

Невеликий струм витoku при зворотних зміщеннях ($V < 2$ В) визначає нахил ВАХ. Це явище чітко продемонстровано зворотною ВАХ, яка представлена у логарифмічних координатах (log-log) на рис. 2б, де $I \sim V^m$. Визначене із нахилу значення $m = 1$ (рис. 2б), свідчить про протікання невеликого струму витoku через шунтуючий опір.

Вольт-фарадні характеристики діодів Шотткі графіт/n-Si

Вольт-фарадні характеристики діодів Шотткі графіт/n-Si, виміряні при кімнатній температурі при частоті 1 МГц в режимі паралельного RC-кола при малій амплітуді змінного струму, зображено на вставці до рис. 3. Відомо, що частина прикладеного зміщення (постійного струму) спадає на послідовному опорі, тому було враховано його вплив (коректована крива) [9-10].

Побудувавши ВФХ в координатах Мотта-Шотткі $C^{-2}=f(V-IR_s)$ (рис. 3) для виміряної та коректованої ємності при частоті 1 МГц, можна легко бачити дві прямолінійні ділянки з різними нахилами, що свідчить про рівномірний розподіл некомпенсованих донорів у відповідних областях базового матеріалу. Проводячи екстраполяцію лінійних ділянок при малих зворотних зміщеннях до перетину з віссю напруг, можна визначити вели-

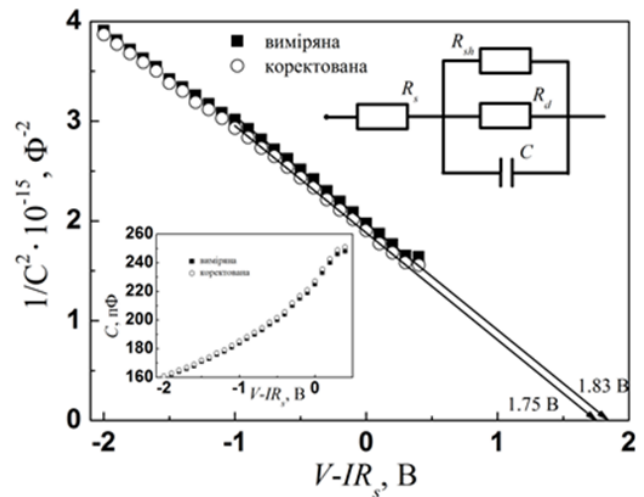


Рис. 3. Вольт-фарадні характеристики діодів Шотткі графіт/n-Si в координатах $1/C^2=f(V-IR_s)$, виміряні при частоті 1 МГц. На вставці – спрощена еквівалентна схема діоду Шотткі графіт/n-Si та вплив послідовного опору на виміряну ємність

чину вбудованого потенціалу, яка складає $V_c = 1,83$ еВ для виміряної кривої, що перевищує величину вбудованого потенціалу, визначеного з ВАХ та $V_c = 1,75$ еВ для коректованої кривої, яка, в свою чергу, добре корелює з величиною вбудованого потенціалу, визначеного з ВАХ досліджуваного діоду Шотткі графіт/n-Si при кімнатній температурі $V_{bi} = 1,75$ еВ.

Отже, потрібно відзначити, що для коректного аналізу ВФХ навіть при високих частотах, коли поверхневі стани вже не реагують на високу частоту, необхідно враховувати вплив послідовного опору.

Фотоелектричні властивості діодів Шотткі графіт/n-Si

На рис. 4 представлено темнові та світлові вольт-амперні характеристики діодів Шотткі графіт/n-Si. Як видно з рисунку, при освітленні білим світлом інтенсивністю 80 мВт/см² зворотний струм I_{light} зростає в порівнянні з його величиною при відсутності освітлення I_{dark} . Визначені із залежності $I=f(V)$ параметри досліджуваних діодів мали наступні значення: напруга холостого ходу $V_{oc} = 0,42$ В, густина струму короткого замикання $J_{sc} = 0,3$ мА/см².

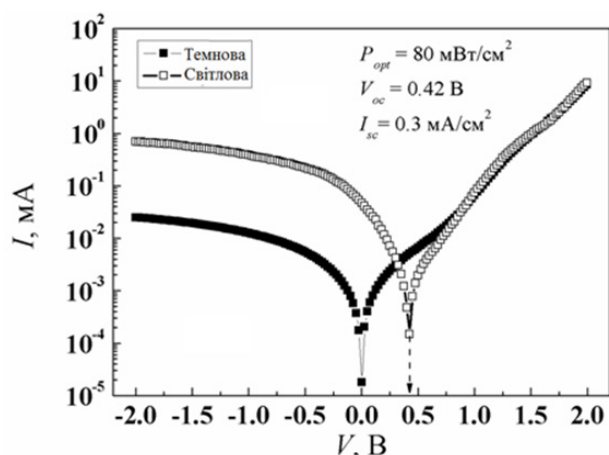


Рис. 4. Темнова і світлова вольт-амперна характеристика діодів Шоттки графіт/n-Si в напівлогарифмічному масштабі

Висновок

Виготовлено фоточутливі діоди Шоттки графіт/n-Si шляхом рисування тонких плівок графіту на поверхні монокристалічної солі (NaCl) з подальшим перенесенням її на підкладки кремнію.

Встановлено, що виготовлені діоди Шоттки графіт/n-Si володіють яскраво вираженими діодними характеристиками з високою потенціальною бар'єру при кімнатній температурі $\phi_0 = 1,75$ eV.

Аналіз прямих гілок ВАХ діодів Шоттки графіт/n-Si, побудованих в напівлогарифмічному масштабі, показав, що, значення показника неідеальності (n) в області напруг $3kT/e < V < 1,5$ В приблизно рівний 7, а це свідчить про те, що домінуючим механізмом струмопереносу можна вважати тунельно-рекомбінаційні процеси за участю поверхневих станів на межі розділу графіт/Si.

Проведений аналіз механізмів струмопереносу через досліджувані діоди Шоттки графіт/n-Si при зворотному зміщенні свідчить про протікання невеликого струму витoku через шунтуючий опір.

Досліджено вплив світла на ВАХ діодів Шоттки графіт/n-Si та встановлено, що при освітленні білим світлом інтенсивністю $P_{opt} = 80$ мВт/см², зворотний струм I_{light} зростає в порівнянні з його величиною у темряві I_{dark} більше ніж на порядок внаслідок розділення

фотогенерованих електрон-діркових пар. З вищесказаного можна зробити висновок, що виготовлені діоди Шоттки графіт/n-Si можна використовувати як фоточутливі прилади.

Список використаної літератури

- [1]. X. Li, H. Zhu, K. Wang, A. Cao, J. Wei, C. Li, Y. Jia, Z. Li, and D. Wu. Graphene-On-Silicon Schottky Junction Solar Cells // *Adv. Mater.*, 22 pp. 2743–2748 (2010).
- [2]. R. T. Tung. Recent Advances in Schottky Barrier Concepts // *Materials Science and Engineering R.*, 3 pp. 1–138 (2001).
- [3]. V. V. Brus, P. D. Maryanchuk. Photosensitive Schottky-type heterojunctions prepared by the drawing of graphite films // *Appl. Phys. Lett.*, 104 pp. 173501 (2014).
- [4]. S. Tongay, T. Schumann, A. F. Hebard. Graphite based Schottky diodes formed on Si, GaAs, and 4H-SiC substrates // *Appl. Phys. Lett.*, 95 pp. 222103 (2009).
- [5]. M. Bhatnagar, P. K. McLarty, and B.J. Baliga. Silicon-carbide high-voltage (400 V) Schottky barrier diodes // *IEEE Electron Device Letters.*, 13 pp. 501–503 (1992).
- [6]. O. Hugh. Handbook of carbon, graphite, diamond, and fullerenes: properties, processing, and applications. Noyes publications, Park Ridge, 417 s. (1993).
- [7]. A. P. Semyonov, A. F. Belyanin, I. A. Semyonova, P. V. Pashenko, Y. A. Barnakov. Thin carbon films: II. Structure and properties // *Technical Physics.*, 49(5) pp. 619–622 (2004).
- [8]. Y. Jung, X. Li, N. K. Rajan, A.D. Taylor, M. A. Reed. Record High Efficiency Single-Walled Carbon Nanotube/Silicon p-n Junction Solar Cells // *Nano Lett.*, 13(1) pp. 95–99 (2013).
- [9]. S. M. Sze, K. Kwok. Physics of semiconductor devices 3rd ed. Wiley, New Jersey, 815 s. (2007).
- [10]. M. M. Solovan, N. M. Gavaleshko, V. V. Brus, A. I. Mostovyi, P. D. Maryanchuk, E. Tresso. Fabrication and investigation of photosensitive MoOx/n-CdTe heterojunctions // *Semiconductor Science and Technology*, 13, art. no. 105006 (2016).

Стаття надійшла до редакції 13.11.2020 р.

ELECTRICAL AND PHOTOELECTRIC PROPERTIES OF SCHOTTKY DIODES GRAPHITE/n-Si PREPARED BY THE PENCIL-ON-SEMICONDUCTOR METHOD

P. D. Maryanchuk¹, M. M. Solovan¹, T. T. Kovaliuk^{1,2}, A. I. Mostovyi¹, M. M. Hrytsiuk¹

¹Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 58012 Chernivtsi, Ukraine

²Charles University in Prague, Faculty of Mathematics and Physics,
Ke Karlovu 5, 121 16 Prague 2, Czech Republic

Summary

This paper reports the results of an investigation of electrical properties photosensitive Schottky diodes graphite/n-Si prepared for the first time by the transfer of dry drawn graphite films onto single crystal n-Si.

Barrier parameters were determined and C-V characteristics was studied. The dominating mechanisms of current transfer through the heterojunction have been determined: at forward bias is well described within of tunneling-recombination models via surface states at the graphite/n-Si interface, at reverse bias was determined to be the small current flows through the shunt resistance.

It was found that under illumination with white light with an intensity $P_{opt} = 80 \text{ mW/cm}^2$, the reverse current I_{light} increases by more than an order of magnitude in comparison with its value in the dark I_{dark} due to the separation of photogenerated electron-hole pairs. From the above, it can be conclude that the fabricated Schottky diodes can be use as a photosensitive device.

Keywords: graphite, silicon, Schottky diodes, mechanisms of current transfer, recombination.

ЕЛЕКТРИЧНІ ТА ФОТОЕЛЕКТРИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ДІОДІВ ШОТТКІ ГРАФІТ/n-Si ВИГОТОВЛЕНИХ ЗА МЕТОДИКОЮ «ОЛІВЕЦЬ-НА-НАПІВПРОВІДНИКУ»

П. Д. Мар'янчук¹, М. М. Солован¹, Т. Т. Ковалюк^{1,2}, А. І. Мостовий¹, М. М. Грицюк¹

¹Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, кафедра електроніки і енергетики, 58012, м. Чернівці, Україна

²Charles University in Prague, Faculty of Mathematics and Physics,
Ke Karlovu 5, 121 16 Prague 2, Czech Republic

Реферат

В даній роботі представлено результати дослідження електричних властивостей фоточутливих діодів Шоттки графіт/n-Si, які були виготовлені шляхом рисування тонких плівок графіту на поверхні монокристалічної солі (NaCl) з подальшим перенесенням їх на монокристалічні пластини n-Si.

Визначені бар'єрні параметри, а також досліджено вольт-фарадні характеристики. Встановлено домінуючі механізми струмопереносу через досліджувані діоди Шоттки: при прямому

зміщенні ВАХ добре описуються в рамках тунельно-рекомбінаційної моделі за участі поверхневих станів, а при зворотному зміщенні протікає невеликий струм витоку через шунтуючий опір.

Встановлено, що при освітленні білим світлом інтенсивністю $P_{opt} = 80$ мВт/см², зворотний струм I_{light} зростає в порівнянні з його величиною у темряві I_{dark} більше, ніж на порядок внаслідок розділення фотогенерованих електрон-діркових пар. З досліджень освітлених ВАХ можна зробити висновок, що виготовлений діод Шотткі можна використовувати як фоточутливий прилад.

Ключові слова: графіт, кремній, діоди Шотткі, механізми струмопереносу, рекомбінація.

ІНФОРМАЦІЯ ДЛЯ АВТОРІВ. ВИМОГИ ДО ОФОРМЛЕННЯ СТАТЕЙ У ЖУРНАЛ

Журнал «Сенсорна електроніка і мікросистемні технології» публікує статті, короткі повідомлення, листи до Редакції, а також коментарі, що містять результати фундаментальних і прикладних досліджень, за наступними напрямками:

1. Фізичні, хімічні та інші явища, на основі яких можуть бути створені сенсори
2. Проектування і математичне моделювання сенсорів
3. Сенсори фізичних величин
4. Оптичні, оптоелектронні і радіаційні сенсори
5. Акустoeлектронні сенсори
6. Хімічні сенсори
7. Біосенсори
8. Наносенсори (фізика, матеріали, технологія)
9. Матеріали для сенсорів
10. Технологія виробництва сенсорів
11. Сенсори та інформаційні системи
12. Мікросистемні та нанотехнології (MST, LIGA-технологія та ін.)
13. Деградація, метрологія і сертифікація сенсорів

Журнал публікує також замовлені огляди з актуальних питань, що відповідають його тематиці, поточну інформацію – хроніку, персоналії, платні рекламні повідомлення, оголошення щодо конференцій.

Основний текст статті повинен відповідати вимогам Постанови Президії ВАК України від 15.01.2003 р. №7-05/1 (Бюлетень ВАК України 1, 2003 р.) і бути структурованим. Матеріали, що надсилаються до Редакції, повинні бути написані з максимальною ясністю і чіткістю викладу тексту. У поданому рукописі повинна бути обґрунтована актуальність розв'язуваної задачі, сформульована мета дослідження, міститися оригінальна частина і висновки, що забезпечують розуміння суті отриманих результатів і їх новизну. Автори повинні уникати необґрунтованого введення нових термінів і вузькопрофільних жаргонних висловів.

Редакція журналу просить авторів при направленні статей до друку керуватися наступними правилами:

1. Рукописи повинні надсилатися у двох примірниках українською, або російською, або англійською мовою і супроводжуватися файлами тексту і малюнків на CD. Рукописи, які пропонуються авторами з України або країн СНД до видання англійською мовою обов'язково доповнюються україномовною або російськомовною версією. Електронна копія може бути надіслана електронною поштою.

2. Прийнятні формати тексту: MS Word (rtf, doc).

3. Прийнятні графічні формати для рисунків: EPS, TIFF, BMP, PCX, WMF, MS Word і MS Graf, JPEG. Рисунки створені за допомогою програмного забезпечення для математичних і статистичних обчислень, повинні бути перетворені до одного з цих форматів.

4. На статті авторів з України мають бути експертні висновки про можливість відкритого друку.

Рукописи надсилати за адресою:

Лепіх Ярослав Ілліч, Заст. гол. редактора, Одеський національний університет імені І. І. Мечникова, МННФТЦ (НДЛ-3), вул. Дворянська, 2, Одеса, 65082, Україна.

Телефон / факс +38(048) 723-34-61,

E-mail: semst-journal@onu.edu.ua,

http://semst.onu.edu.ua

Здійснюється анонімне рецензування рукописів статей.

Правила підготовки рукопису:

Рукописи повинні супроводжуватися офіційним листом, підписаним керівником установи, де була виконана робота. Це правило не стосується робіт представлених авторами із закордону чи міжнародними групами авторів.

Авторське право переходить Видавцю.

Титульний аркуш:

1. PACS і Універсальний Десятковий Код Класифікації (УДК) (для авторів із країн СНД) — у верхньому лівому куті. Допускається декілька відділених комами кодів. Якщо ніякі коди класифікації не позначені, код(и) буде(-уть) визначено Редакційною Колегією.

2. Назва роботи (по центру, прописними літерами, шрифт 14pt, жирно).

3. Прізвище (-а) автора(-ів) (по центру, шрифт 12pt).

4. Назва установи, повна адреса, телефони і факси, e-mail для кожного автора, нижче, через один інтервал, окремим рядком (по центру, шрифт 12pt).

5. Анотація: до 1000 символів.

6. Ключові слова: їхня кількість не повинна перевищувати восьми слів. В особливих випадках можна використовувати терміни з двома — чи трьома словами. Ці слова повинні бути розміщені під анотацією і написані тією самою мовою.

П.п. 2,3,4,5,6 послідовно викласти українською, англійською і російською мовами.

Для авторів з закордону, які не володіють українською або російською мовами, пп. 2-5 викладаються англійською мовою.

7. До кожного примірника статті додаються реферати українською та англійською мовами (кожен реферат на окремому аркуші). Особливу увагу слід приділяти написанню резюме статті англійською мовою. Для цього доцільно користуватися послугами кваліфікованих спеціалістів-лінгвістів з подальшим науковим редагуванням тексту автором(-ами). Перед словом «реферат» необхідно написати повну назву статті відповідною мовою, УДК, прізвища та ініціали авторів, назви установ. Реферат обсягом 200-250 слів має бути структурованим: мета (чітко сформульована), методи дослідження, результати дослідження (стисло), узагальнення або висновки.

Після тексту реферату з абзацу розміщуються ключові слова.

8. Текст статті повинен бути надрукований через 1,5 інтервали, на білому папері формату А4. Поля: зліва - 3см, справа - 1,5см, вверху і знизу - 2,5см. Шрифт 12pt. Підзаголовки, якщо вони є, повинні бути надруковані прописними літерами, жирно.

Рівняння повинні бути введені, використовуючи MS Equation Editor або MathType. Роботи з рукописними вставками не приймаються. Таблиці повинні бути представлені на окремих аркушах у форматі відповідних текстових форматів (див. вище), чи у форматі тексту (з колонками, відділеними інтервалами, комами, крапкам з комою, чи знаками табулювання).

9. У кінці тексту статті указати прізвища, імена та по батькові усіх авторів, поштову адресу, телефон, факс, e-mail (для кореспонденції).

10. Список літератури повинен бути надрукований через 1,5 інтервали, з літературою, пронумерованою в порядку її появи в тексті. Бібліографія друкується лише латиницею (кирилиця подається в транслітерації). Порядок оформлення літератури повинен відповідати вимогам ВАК України, наприклад:

[1]. I.M. Cidilkov skii. *Elektrony i dyrki v poluprovodnikah*. Nauka, M. 450 s. (1972).

[2]. J.A. Hall. *Imaging tubes*. Chap. 14 in *The Infrared Handbook*, Eds. W.W. Wolfe, G.J. Zissis, pp. 132-176, ERIM, Ann Arbor, MI (1978).

[3]. N. Blutzer, A.S. Jensen. *Current readout of infrared detectors* // *Opt. Eng.*, 26(3), pp. 241-248 (1987).

11. Підписи до рисунків і таблиць повинні бути надруковані в рукописі з двома пробілами після списку літератури. Виносок, якщо можливо, бажано уникати.

Приймаються тільки високоякісні рисунки. Написи і символи повинні бути надруковані усередині рисунку. Негативи, слайди, і діапозитиви не приймаються.

Кожен рисунок повинен бути надрукований на окремому аркуші і мати розмір, що не перевищує 160x200 мм. Для тексту на рисунках використовуйте шрифт 10pt. Одиниці виміру повинні бути позначені після коми

(не в круглих дужках). Усі рисунки повинні бути пронумеровані в порядку їх появи в тексті, з частинами позначеними як (а), (б), і т.д. Розміщення номерів рисунків і напису усередині малюнків не дозволяються. Зі зворотної сторони, напишіть олівцем назву, прізвище(а) автора(-ів), номер малюнка і позначте верх стрілкою.

Фотографії повинні бути оригінальними. Кольоровий друк можливий, якщо його вартість сплачується авторами чи їх спонсорами.

12. Стаття має бути підписана автором (усіма авторами) з зазначенням дати на останній сторінці.

Автори несуть повну відповідальність за бездоганне мовне оформлення тексту, особливо за правильну наукову термінологію (її слід звіряти за фаховими термінологічними словниками).

13. Датою надходження статті вважається день, коли до редколегії надійшов остаточний варіант статті після рецензування.

Після одержання коректури статті автор повинен виправити лише помилки (чітко, синьою або чорною ручкою неправильно закреслити, а поряд з цим на полі написати правильний варіант) і терміново відіслати статтю на адресу редколегії електронною поштою.

Підпис автора у кінці статті означає, що автор передає права на видання своєї статті редакції. Автор гарантує, що стаття оригінальна; ні стаття, ні рисунки до неї не були опубліковані в інших виданнях.

Відхилені статті не повертаються.

До уваги авторів

Міжнародна агенція ISSN встановила скорочену назву нашого журналу «**Sens. elektron. mikrosist. tehnol.**» Просимо Вас у своїх посиланнях і бібліографічних даних статей використовувати саме таку назву оскільки по ній буде здійснюватися посилання на Вашу статтю.

INFORMATION FOR AUTHORS

THE REQUIREMENTS ON PAPERS PREPARATION

Journal «Sensor Electronics and Microsystems Technologies» publishes articles, brief messages, letters to Editors, and comments containing results of fundamental and applied researches, on the following directions:

1. Physical, chemical and other phenomena, as the bases of sensors
2. Sensors design and mathematical modeling
3. Physical sensors
4. Optical, optoelectronic and radiation sensors
5. Acoustoelectronic sensors
6. Chemical sensors
7. Biosensors
8. Nanosensors (physics, materials, technology)
9. Sensor materials
10. Sensors production technologies
11. Sensors and information systems
12. Microsystems and nano- technologies (MST, LIGA-technologies et al.)
13. Sensor's degradation, metrology and certification

The journal publishes the custom-made reviews on actual questions appropriate to the mentioned subjects, current information – chronicle, special papers devoted to known scientists, paid advertising messages, conferences announcements.

The basic article text should meet the SAC Ukraine Presidium Decree requirements from 15.01.2003 № 7-05/1 (SAC Bulletin № 1, 2003) and be structured. The materials sent to Editors, should be written with the maximal text presentation clearness and accuracy. In the submitted manuscript the actuality of problem should be reflected, the purpose of the work should be formulated. It must contain an original part and conclu-

sions providing the received results essence and their novelty understanding. The authors should avoid the new terms and narrow profile jargon phrase unreasonable introduction.

Journal Edition asks authors at a direction of articles in a print to be guided by the following rules:

1. Manuscripts should be submitted in duplicate in Ukrainian, English, or Russian, a hard copy and supplemented with a text file and figures on a CD. Manuscripts which are offered by authors from Ukraine or CIS countries to the edition in English are necessarily supplemented by Ukrainian or Russian version. An electronic copy may be submitted by e-mail.

2. Acceptable text formats: MS Word (rtf, doc).

3. Acceptable graphic formats for figures: EPS, TIFF, BMP, PCX, CDR, WMF, MS Word and MS Graf, JPEG. Figures created using software for mathematical and statistical calculations should be converted to one of these formats.

4. For articles of authors from Ukraine there should be expert conclusions about an opportunity of an open print.

Manuscripts should be sent to:

Lepikh Yaroslav Illich, The Vice Editor, Odesa National I.I. Mechnykov University, ISEPTC (RL-3), str. Dvoryanskaya, 2, Odesa, 65082, Ukraine.

Phone/fax +38(048) 723-34-61,

E-mail: semst-journal@onu.edu.ua,

http://semst.onu.edu.ua

Manuscripts of articles anonymous reviewing is carried out

The manuscript preparation rules:

The manuscripts should be supplemented with the Official letter signed by a chief manager of the institution where the work was performed. This rule does not apply to papers submitted by authors from abroad or international groups of authors.

Copyright transfer to the Publisher.

Title Page:

1. PACS and Universal Decimal Classification code (for authors from CIS) in the top left corner. Several comma-separated codes are allowed. If no classification codes are indicated, the code(s) will be assigned by the Editorial Board.

2. Title of the paper (central, capital, bold, 14pt).

3. Name (-s) of the author(-s) below, in one space (central, normal face, 12pt).

4. Name of affiliated institution, full address, phone and fax numbers, e-mail addresses (if available) for each author below, in one space (central, normal face, 12pt).

5. Abstract: up to 1000 characters.

6. Keywords: its amount must not exceed eight words. In the specific cases it is acceptable to use two- or three-word terms. These words must be placed under the abstract and written in the same language.

Items 2,3,4,5,6 must be presented in series in Ukrainian, English and Russian languages.

For authors from abroad which do not know Ukrainian or Russian languages, items 2-5 may be presented only in English.

7. To each copy of the article abstracts in Ukrainian and the English language are applied (each abstract on a separate sheet). The special attention should be given to the writing of the article summary in English. For this purpose it is expedient to use the qualified experts - linguists with the further scientific editing the text by the author (-s). Before the word "abstract" it is necessary to write the full article name by the appropriate language, UDC, surnames and the initials of the authors, names of affiliated institutions. The abstract in volume of 200-250 words must be structured: the purpose (precisely formulated), research methods and results (shortly), generalizations or conclu-

sions. After the text of the abstract from the item key words are placed.

8. Article text should be printed 1,5-spaced on white paper A4 format with a 12pt, margins: left — 3sm, right — 1,5, upper and lower — 2,5sm. Titles of the sections if it is present should be typed bold, capitals.

Equations should be entered using MS Equation Editor or MathType. Papers with handwritten equations are not accepted. Notations should be defined when the first appearing in the text.

Tables should be submitted on separate pages in the format of appropriate text formats (see above), or in the text format (with columns separated by interval, commas, or tabulation characters).

9. At the article text end one must indicate surnames, names and patronymics of all authors, the mail address, the phone, a fax, e-mail (for the correspondence).

10. List of references should be 1,5-spaced, with references numbered in order of their appearance in the text. The bibliography is printed only by the roman type (cyrillics represents in transliteration).

The literature registration order should conform to DAS of Ukraine requirements, for example:

[1]. I.M. Cidilkov skii. *Elektrony i dyrki v poluprovodnikah*. Nauka, M. 450 s. (1972).

[2]. J.A. Hall. *Imaging tubes*. Chap. 14 in *The Infrared Handbook*, Eds. W.W. Wolfe, G.J. Zissis, pp. 132-176, ERIM, Ann Arbor, MI (1978).

[3]. N. Blutzer, A.S. Jensen. *Current readout of infrared detectors // Opt. Eng.*, 26(3), pp. 241-248 (1987).

11. Figures and tables captions should be printed in the manuscript double-spaced after the list of references. Footnotes should be avoided if possible.

Only high-quality pictures can be accepted. Inscriptions and symbols should be printed inside picture. Negatives, and slides are not accepted.

Each figure should be printed on a separate page and have a size not exceeding 160x200 mm. For text inside figures, use 10pt. Measurement

units should be indicated after a comma (not in blankets). All figures are to be numbered in order of its appearance in the text, with sections denoted as (a), (b), etc. Placing the figure numbers and captions inside figures is not allowed. On the backside, write with a pencil the paper title, author(s) name(s) and figure number, and mark the topside with an arrow.

Photographs should be submitted as original prints. Color printing is possible if its cost is covered by the authors or their sponsors.

12. The article must be signed by author (all authors) with the date indication on the last page.

Authors bear full responsibility for irrefragable language make out of the text, especially for a correct scientific terminology (it should be verified under terminological dictionaries of the appropriate speciality).

13. The date of article acceptance is that one when the final variant comes to the publisher after a prepublication review.

After obtaining the proof sheet the author should correct mistakes (clearly cancel incorrect variant with blue or black ink and put the correct variant on border) and send urgently the revised variant to the editor by e-mail.

Author's signature at the article end vouches that author grants a copyright to the publisher. Author vouches that the work has not been published elsewhere, either completely, or in part and has not been submitted to another journal.

Not accepted manuscripts will not be returned.

To author attention

International agency ISSN has established our Journal shortcut – «**Sens. elektron. mikrosist. tehnol.**» We ask you in your references and article bibliographic dates use such name as on it the reference to your article will be carried out.

Комп'ютерне верстання – С. О. Остапенко

Підп. до друку 16.12.2020. Формат 60×84/8.
Ум.-друк. арк. 6,74. Тираж 300 пр.
Зам. № 2188.

Видавець і виготовлювач
Одеський національний університет імені І. І. Мечникова

Свідоцтво суб'єкта видавничої справи ДК № 4215 від 22.11.2011 р.

Україна, 65082, м. Одеса, вул. Єлісаветинська, 12
Тел.: (048) 723 28 39