

УДК 577.15; 573.6

ДОСЛІДЖЕННЯ НАПІВПРОВІДНИКОВИХ СТРУКТУР ДЛЯ РОЗРОБКИ рН-ЧУТЛИВИХ ПОЛЬОВИХ ТРАНЗИСТОРІВ

*С. В. Пацковський^{1,2}, О. В. Фролов³, О. А. Шульга⁴,
О. П. Солдаткін¹, С. В. Дзядевич¹*

¹ Інститут молекулярної біології і генетики Національної Академії Наук України,
вул. Заболотного, 150, Київ 03143, Україна, тел.: 044 526 07 49, факс: 044 526 07 59,
E-mail: dzyad@yahoo.com

² Політехнічний Інститут м. Монреаль, Квебек, Канада

³ НДІ “Мікроприлад”, Київ, Україна

⁴ Інститут хемо- та біосенсорики, Мюнстер, Німеччина

Анотація

ДОСЛІДЖЕННЯ НАПІВПРОВІДНИКОВИХ СТРУКТУР ДЛЯ РОЗРОБКИ рН-ЧУТЛИВИХ ПОЛЬОВИХ ТРАНЗИСТОРІВ

С. В. Пацковський, О. В. Фролов, О. А. Шульга, О. П. Солдаткін, С. В. Дзядевич

В роботі досліджено рН-чутливість, стабільність та дрейф напівпровідникових структур з різною кількістю та типом поверхневого діелектрика та оптимізовано їх параметри для створення рН-чутливих польових транзисторів. Крайні результати були отримані для двошарового діелектрика, що складається з SiO_2 і Si_3N_4 , який і запропоновано для розробки рН-чутливих польових транзисторів. Крайні характеристики демонстрували перетворювачі, виготовлені в НДІ “Мікроприлад” (Київ, Україна).

Ключові слова: рН-чутливі польові транзистори, біосенсори, напівпровідникові структури, діелектрик.

Abstract

INVESTIGATION OF SEMICONDUCTORS STRUCTURES FOR DEVELOPMENT OF pH-SENSITIVE FIELD EFFECT TRANSISTORS

S. V. Patskovsky, O. V. Frolov, O. A. Shul'ga, O. P. Soldatkin, S. V. Dzyadevych

pH-sensitivity, stability and drift of semiconductors structures with various quality and type of surface dielectric layer have been investigated. Their parameters for creation of pH-sensitive field effect transistors were optimised. The best results were obtained for two-layer structure of dielectric that consists of SiO_2 and Si_3N_4 . These structures were proposed for development of pH-sensitive field effect transistors. The best characteristics were shown by transducers created at R&D Institute “Microdevice” (Kiev, Ukraine).

Keywords: pH-sensitive field effect transistors, biosensors, semiconductors structures, dielectric.

Аннотация

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ СТРУКТУР ДЛЯ РАЗРАБОТКИ рН-ЧУСТВИТЕЛЬНЫХ ПОЛЕВЫХ ТРАНЗИСТОРОВ

С. В. Пацковский, О. В. Фролов, А. А. Шульга, А. П. Солдаткин, С. В. Дзядевич

В работе исследованы рН-чувствительность и дрейф полупроводниковых структур с различным количеством и типом поверхностного диэлектрика и оптимизированы их параметры для создания рН-чувствительных полевых транзисторов. Лучшие результаты были получены для двухслойного диэлектрика, который состоял из SiO_2 и Si_3N_4 , который и предложено для разработки рН-чувствительных полевых транзисторов. Лучшие характеристики продемонстрировали преобразователи, изготовленные в НИИ “Микроприбор” (Киев, Украина).

Ключевые слова: рН-чувствительные полевые транзисторы, биосенсоры, полупроводниковые структуры, диэлектрик.

1. Вступ

Биосенсоры на основі іон-селективних польових транзисторів (ІСПТ), які раніше входили до класу потенціометричних біосенсорів, в останньому технічному рапорті ІУРАС, що стосується електрохімічних біосенсорів, виділено в окремий (четвертий) клас електрохімічних датчиків [1]. Це свідчить про безумовну важливість цього класу біосенсорів.

Перший ІСПТ був коротко описаний Бергвельдом в роботі [2], де його пропонували використовувати для електро-фізіологічних вимірювань іонного складу в нервових тканинах. Ця ідея була втілена в життя і описана в 1972 р. у повідомленні [3], і сьогодні більшість авторів сприймає і цитує її як піонерську публікацію в цій галузі. Перший ІСПТ складався із МДН (метал/діелектрик/напівпровідник) транзистора, затвор якого було замінено розчином, який тестувався. Приблизно в той же час Мацуо і Вайс застосували нітрід кремнію в якості чутливого підзатворного шару, тим самим значно покращивши отриманий датчик [4]. Саме ці перші роботи і поклали початок інтенсивним дослідженням в галузі розробки ІСПТ.

Іон-селективний польовий транзистор — це перш за все класичний МДН польовий транзистор з затвором у вигляді електроду порівняння, який відокремлено від самої структури та з'єднено з затворною областю через водний розчин [5]. Тому перш за все при розробці рН-чутливих польових транзисторів необхідно дослідити роботу напівпровідникових структур при розміщенні їх у водних розчинах, вибрати кращий матеріал з огляду на його рН-чутливість і стабільність, а після отримання рН-чут-

ливих польових транзисторів, дослідити їх аналітичні характеристики та вибрати кращі варіанти для подальшої розробки потенціометричних біосенсорів на їх основі.

2. Дослідження нестабільності та дрейфу напівпровідникових структур в системі електроліт/діелектрик/напівпровідник

Однією з причин нестабільності МДН структур є наявність в діелектрику рухливих заряджених частинок типу іонів лужних металів (натрію, літію) або протонів. Під дією електричного поля ці позитивно заряджені частинки можуть легко переміщуватися в діелектрику, що призводить до нестабільності структури. Іншою причиною нестабільності є накопичення заряду в об'ємних пастках в діелектрику, яке призводить до перерозподілу напруженості поля в діелектрику. Також, якщо в діелектрику є глибокі рівні на відстані менше 50Å від границі розділу, то можливий тунельний обмін носіями між цими рівнями та дозволеніми зонами напівпровідника. Такі рівні можуть існувати на границі розділу між складовими подвійного діелектрика, і якщо товщина першого шару діелектрика близька до 50Å , то тунельний обмін призводить до нестабільності МДН структури. На вольт-фарадних характеристиках описані вище явища проявляються в вигляді гістерезису, що ускладнює якісне вимірювання поверхневого потенціалу в режимі реального часу.

З практичної точки зору найбільш простим та зручним діелектричним матеріалом є SiO_2 [6]. Відомі технологічні методи створення плі-

вок SiO_2 , що відрізняються високою якістю і, крім того, дають малі величини концентрації поверхневих станів та невелику кількість рухливих зарядів. Проте отримання дуже якісних окислів пов'язано з великими технічними труднощами, що не завжди економічно виправдано. В зв'язку з цим як діелектрик використовують Si_3N_4 . Цей матеріал має ряд переваг в порівнянні з SiO_2 — більш високу величину ϵ та відповідно вищу електричну міцність. Це дозволяє використовувати тонші шари діелектрика, що важливо, зокрема, для мікроелектроніки, тому що дає кращу роздільну здатність при методі фотолітографії. Важливою перевагою нітриду кремнію є непроникність його для іонів Na. Головний недолік нітриду — велика густина поверхневих станів. Спроба використати переваги обох матеріалів (SiO_2 , Si_3N_4) привела до створення двошарового діелектрика (“сандвіча”). Кремній покривається спочатку шаром SiO_2 , а потім Si_3N_4 . Нестабільність структур з плівкою SiO_2 значно зменшується після нанесення шару Si_3N_4 , це відноситься до структур як з тонким шаром SiO_2 (50-100Å), так і з товстим (700-1000Å). Нанесення шару нітриду призводить також до зменшення густини поверхневих станів до величин $<10^{12} \text{ см}^{-2} \text{ eV}^{-1}$. На вольт-фарадних характеристиках таких структур гістерезис практично відсутній до величини напруженості поля $\geq (3-4) 10^6 \text{ В см}^{-1}$, коли з'являється гістерезис іонного типу.

У біосенсорах такі діелектричні плівки, нанесені на напівпровідник, грають як роль пасивного елемента (власне діелектрика), так і роль рН-чутливої мембрани. Це пред'являє досить жорсткі вимоги до їхньої якості, які збільшує та обставина, що площа контакту сенсора з електролітом може бути відносно великою (від одиниць до десятків мм^2). З метою оптимізації якості діелектричних плівок було досліджено ряд багатошарових ізоляторів, що використовують шари Ta_2O_5 , Si_3N_4 та SiO_2 . Проведено дослідження Ta_2O_5 , отриманого термічним окислюванням у кисні при 400°C , і Si_3N_4 , отриманого в реакторі атмосферного тиску. Характерний вид залежності струмів збігання через багатошаровий діелектрик від напруги, що прикладається, показаний на Рис. 1. Видно, що при катодній поляризації напівпровідника щодо електроліту в районі -1 ... -1,5 В спостерігається різкий ріст струму (під мікроскопом помітні бульба-

шки газу, що виділяється), що, очевидно, свідчить про наявність мікропор у діелектрику. Для різноманітних типів двошарових діелектричних плівок на гладкій поверхні кремнію були проведені дослідження по визначенню пористості за допомогою методу електролітичного висаджування міді в порах захисного матеріалу.

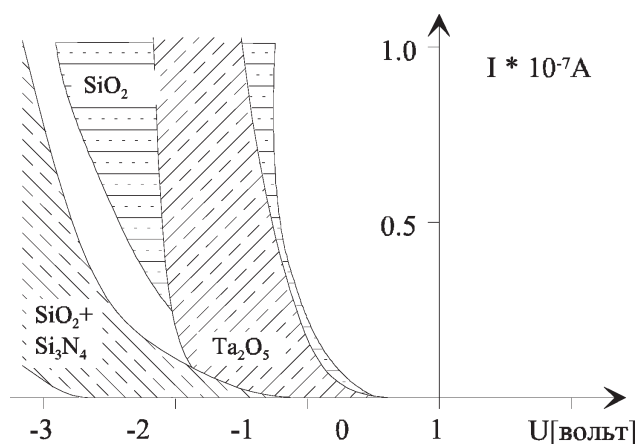


Рис. 1. Залежність струму збігання від напруги для різних діелектриків.

Кращі результати були отримані для діелектрика, що складається з термічної плівки SiO_2 товщиною біля 40 нм, отриманої “сухим” окислюванням, і плівки Si_3N_4 товщиною біля 100 нм, отриманої в реакторі зниженого тиску при $T = 850^\circ\text{C}$. Така структура і була вибрана для подальших експериментів. Проте відбракування структур за принципом відсутності пор в реальних умовах дає досить малий вихід зразків.

Необхідно також підкреслити, що хоча вольт-фарадні характеристики знімаються при позитивних напругах, а різке збільшення струму збігання спостерігається при від'ємних, ці недоліки діелектрика впливають на стабільність системи, збільшуючи дрейф і роблячи неможливим проведення багатовисхідних досліджень. На Рис. 2 зображено дрейф напівпровідникових структур з різними діелектриками в буферному розчині при вимірюванні поверхневого потенціалу методом розрахунку точки найбільшого перегину вольт-фарадних характеристик.

Згідно цього методу, прикладаючи до вимірювальної системи напругу, що розгортається за допомогою комп'ютера, ми отримуємо струм, який пропорційний електричній ємності системи. Потім, після попередньої апрокси-

мації, що виконується за допомогою створеного програмного забезпечення, вираховуємо першу похідну. Повторюючи етап апроксимації отримуємо другу похідну та точку перетину осі абсцис. Прикладена до системи напруга, при якій це відбувається, і є характерною точкою даної залежності ємності від напруги (Рис. 3), яка не зазнає впливу можливої зміни під час експерименту послідовного опору в системі електроліт — діелектрик — напівпровідник, наприклад, за рахунок зміни іонної сили розчину (Рис. 4).

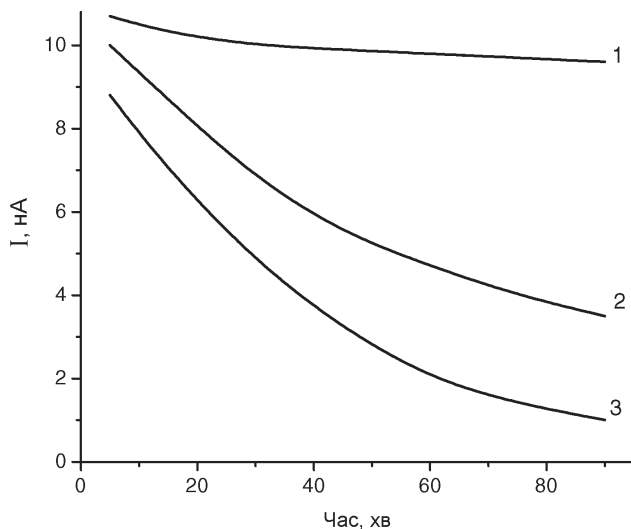


Рис. 2. Дрейф напівпровідникових структур з різними діелектриками в буферному розчині (1 — SiO_2 (40 нм) / Si_3N_4 (80 нм), 2 — SiO_2 (80 нм), 3 — Ta_2O_5 (80 нм)).

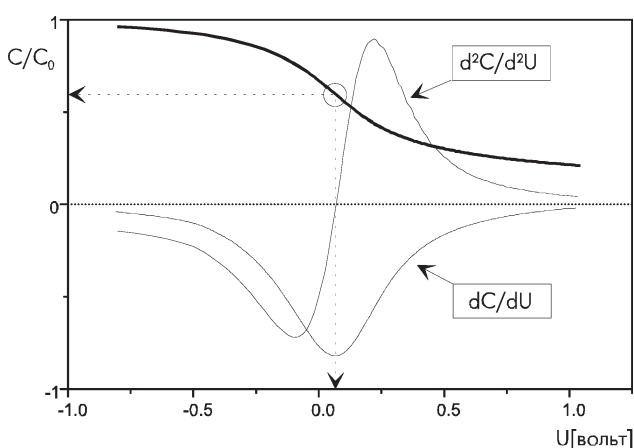


Рис. 3. Метод визначення точки найбільшого перегину вольт-фарадної залежності.

З Рис. 2 видно, що кращі результати також були отримані для діелектрика, що складається з термічної плівки SiO_2 товщиною біля 40 нм і плівки Si_3N_4 товщиною біля 80 нм.

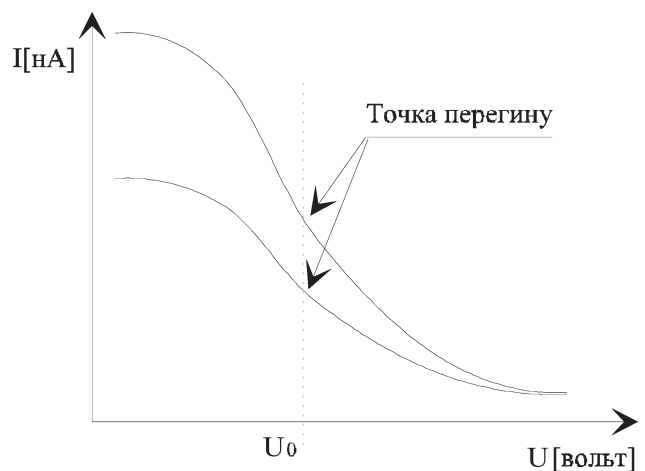


Рис. 4. Вплив зміни послідовного опору в системі електроліт — діелектрик — напівпровідник під час експерименту на струм

3. Дослідження рН-чутливості різних діелектричних шарів

Для створення біосенсорів найважливішою властивістю діелектричних шарів перш за все є їх рН-чутливість.

В роботі використовувались кремнієві напівпровідникові структури n- та р-типу. Товщина діелектричного шару змінювалася від 40 нм до 120 нм в випадку одношарового покриття SiO_2 . В випадку двошарового покриття $\text{SiO}_2/\text{Si}_3\text{N}_4$, який використовується для підвищення діелектричних якостей, товщина SiO_2 змінювалася від 40 нм до 60 нм, а Si_3N_4 — від 100 нм до 150 нм. Як діелектричний матеріал, окрім SiO_2 та Si_3N_4 , досліджувались структури з Ta_2O_5 і з $\text{Si}_x\text{O}_y\text{N}_z$.

На Рис. 5 зображено зміну поверхневого потенціалу напівпровідникових структур з різними діелектричними шарами від рН розчину. В експерименті використовувався “полімікс”-буфер, який має постійну буферну ємність розчину в широкому діапазоні рН. За допомогою перистальтичного насоса кислота HCl та луг KOH автоматично добавлялись до робочого буферу, відповідно змінюючи рН. З нахилу залежностей визначені рН-чутливості для SiO_2 : 32-37 мВ/рН; Si_3N_4 : 43-47 мВ/рН; Ta_2O_5 : 55-59 мВ/рН. рН-чутливість Ta_2O_5 найвища серед матеріалів, що досліджувались та близька до теоретичного Нерстового значення. Проте, по сукупності таких параметрів, як стабільність, величина струму збігання, рН-

чутливість, співвідношення корисний сигнал — шум, для наступних експериментів було вибрано двошаровий діелектрик SiO_2 (40 нм) та Si_3N_4 (80 нм).

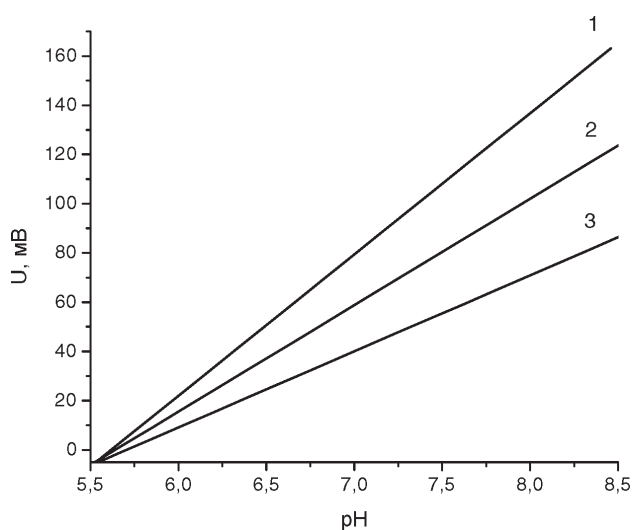


Рис. 5. Залежність зміни поверхневого потенціалу від рН розчину для різних типів діелектриків (1 — Ta_2O_5 , 2 — Si_3N_4 , 3 — SiO_2).

Дуже важливий вплив на поведінку відгуку сенсора, тобто на його відновлюваність і стабільність при зміні рН розчину має попередня підготовка поверхні структури. Після стандартної очистки поверхні від органічних та неорганічних сполук напівпровідникові зразки витримувались в робочому буфері різний час до початку проведення експерименту. Характерна форма відгуку в залежності від часу знаходження в буфері зображена на Рис. 6. На Рис. 7 показано вплив на нелінійність рН залежності структур $\text{Si}/\text{SiO}_2/\text{Si}_3\text{N}_4$ в кислій області попереднього вимочування в робочому буфері.

Тобто для отримання достовірних результатів необхідно попередньо витримувати структури в робочому буфері на протязі двох днів. Подібна обробка в дистильованій воді не давала бажаного результату.

4. Конструкція потенціометричного перетворювача на основі рН-чутливих польових транзисторів

З урахуванням отриманих даних по вивченню поведінки та характеристик напівпровідникових структур у водному розчині в НДІ “Мікроприлад” (Київ, Україна) був розроблений та виготовлений за стандартною кремніє-

вою технологією сенсорний чіп на основі рН-чутливих польових транзисторів.

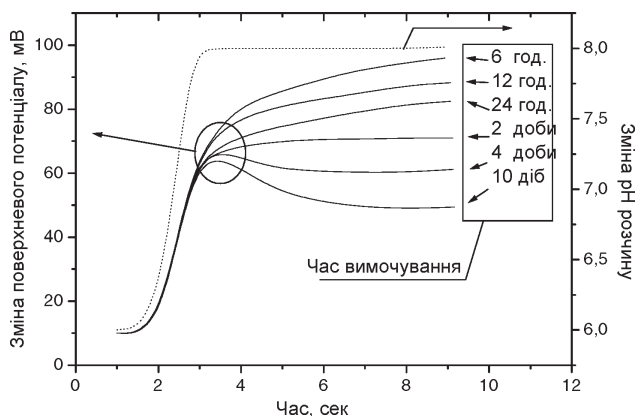


Рис. 6. Залежність відгуку сенсора на зміну рН від часу попереднього вимочування в робочому буфері.

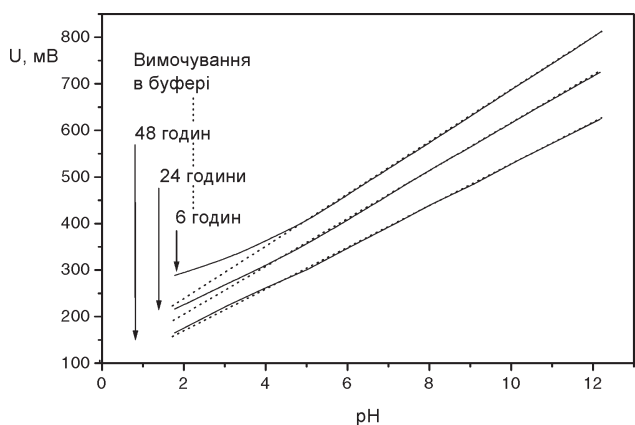


Рис. 7. Нелінійність рН залежності структур $\text{Si}/\text{SiO}_2/\text{Si}_3\text{N}_4$ в кислій області та вплив на неї попереднього вимочування в робочому буфері.

Він представляв собою кремнієвий кристал *p*-типу, розміром 3 мм × 10 мм, на якому розміщені два ідентичних рН-чутливих польових транзистора (Рис. 8). Чіп було наклеєно на ситалову підкладку розмірами 30 мм × 6 мм × 1 мм. Контакти кремнієвої структури було приєднано до відповідних площадок на ситаловій підкладці методом ультразвукового зварювання. Контактні області було ізольовано епоксидною смолою [7].

Сам рН-чутливий польовий транзистор було сформовано на *p*-Si-підкладці з орієнтацією (100) та опором 7,5 Ом/см (Рис. 9). Імплантацію бору з дозою від 3 до 15 мкС під товстий шар оксиду було проведено для захисту від формування паразитного інверсійного шару. Для формування областей витоку та стоку було проведено імплантацію фосфору за допомогою дифузії та іонної імплантації з загальною до-

зою 500 мкС. Канал мав розміри 7 мкм x 250 мкм та був сформований іонною імплантацією фосфору з дозою, що залежала від напруги, що прикладалась (від -2 В до -4 В). Для утворення контакту з витоком і стоком було використано полі-кремнієві провідні шляхи, опір яких був приблизно 300 Ом. Ізоляцію затвору від каналу було сформовано шаром термічно вирошеного SiO_2 товщиною 50 нм, якій було покрито шаром Si_3N_4 товщиною 150 нм.

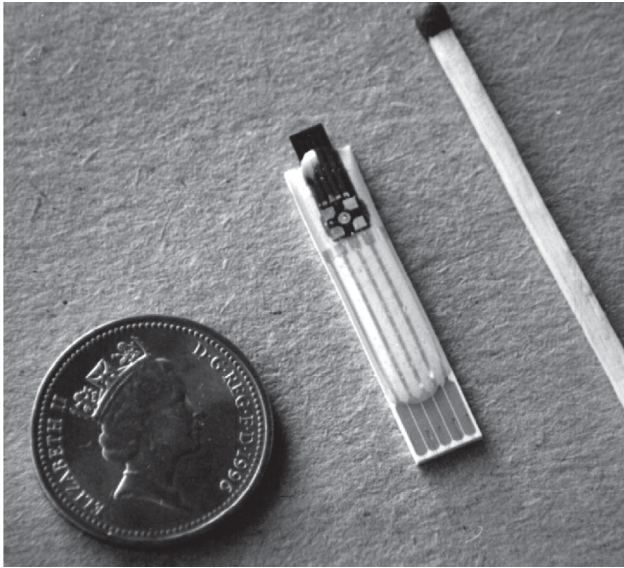


Рис. 8. Зовнішній вигляд потенціометричного перетворювача на основі рН-чутливих польових транзисторів.

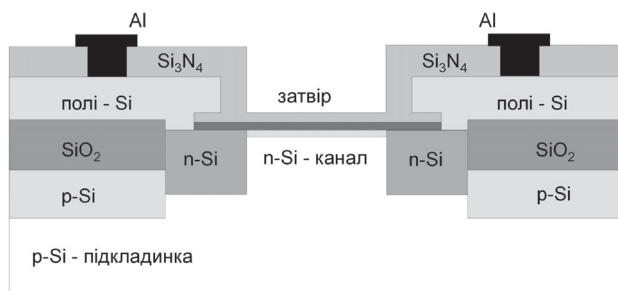


Рис. 9. Схема рН-чутливого польового транзистора, виготовленого в НДІ “Мікроприлад” (Київ, Україна).

Іоно-селективні властивості транзистора були обумовлені шаром Si_3N_4 , нанесеного на його підзатворну область. рН-чутливість приладу становила близько 50 мВ/рН, що забезпечувало достатню чутливість перетворювача для ферментного біосенсора для реєстрації змін рН в мембрані, які відбуваються в процесі ферментативної реакції. Робочі параметри: $I_b = 100 \text{ мкА}$, $U_{bc} = 1 \text{ В}$.

5. Порівняльні характеристики роботи різних рН-чутливих польових транзисторів

В роботі крім рН-чутливих польових транзисторів виробництва Київського НДІ “Мікроприлад” були також досліджені та використані перетворювачі іншого походження, при виробництві частини з яких використовувались приведені вище результати по вивченню поведінки та характеристик напівпровідникових структур у водному розчині.

- рН-чутливі польові транзистори виробництва лабораторії аналізу і архітектури мікросистем Національного Центру Наукових Досліджень Франції (LAAS CNRS, м.Тулуза) [8]. Вони представляли собою чіп з одним рН-ПТ, виготовленим за стандартною кремнієвою технологією, з чутливим шаром $\text{SiO}_2/\text{Si}_3\text{N}_4$. Робочі параметри: $I_b = 100 \text{ мкА}$, $U_{bc} = 1 \text{ В}$.

- рН-чутливі польові транзистори виробництва підприємства ESIEE Paris (м. Париж, Франція) [9]. Вони представляли собою чіп з одним рН-ПТ, виготовленим за стандартною кремнієвою технологією, з чутливим шаром Si_3N_4 . Робочі параметри: $I_b = 200 \text{ мкА}$, $U_{bc} = 1 \text{ В}$.

- рН-чутливі польові транзистори виробництва Міжнародного Навчального Інституту Матеріалознавства (м. Ханой, В’єтнам) [10]. Вони представляли собою чіп з двома рН-ПТ, виготовленими за стандартною кремнієвою технологією, з чутливим шаром SiO_2 . Робочі параметри: $I_b = 200 - 500 \text{ мкА}$, $U_{bc} = 0,2 - 1 \text{ В}$.

- рН-чутливі польові транзистори, виготовлені в Інституті мікроелектроніки м.Ньюшатель (Швейцарія) [11]. Вони представляли собою чіп з одним рН-ПТ, виготовленим за стандартною кремнієвою технологією, з чутливим шаром SiO_2 . Робочі параметри: $I_b = 500 \text{ мкА}$, $U_{bc} = 1 \text{ В}$.

- рН-чутливі польові транзистори, виготовлені в Центрі біоелектроніки та нанобіотехнології Університету м.Барселона (Іспанія) [12]. Вони представляли собою чіп з одним рН-ПТ, виготовленим за стандартною кремнієвою технологією, з чутливим шаром $\text{SiO}_2/\text{Si}_3\text{N}_4$. Робочі параметри: $I_b = 100 \text{ мкА}$, $U_{bc} = 1 \text{ В}$.

На Рис. 10 представлено зовнішній вигляд частини вищеописаних рН-польових транзисторів, які використовувались в роботі.

Перш за все була досліджена рН-чутливість всіх рН-ПТ перетворювачів. На Рис. 11 приведено залежності зміни потенціалу від рН роз-

чину для рН-чутливих польових транзисторів, що використовувались в роботі. З рисунку видно, що найкращу рН-чутливість демонстрували перетворювачі, виготовлені в НДІ “Мікроприлад” (рН-чутливість близько 50 мВ/рН). Крім того вони також мали кращу стабільність при роботі та невеликий дрейф вихідного сигналу з часом. А якщо брати до уваги той факт, що на чіпі було 2 рН-ПТ, тобто можна використовувати диференційний метод вимірювань, то саме ці датчики і були в основному використані для створення потенціометричних біосенсорів на основі рН-чутливих польових транзисторів.

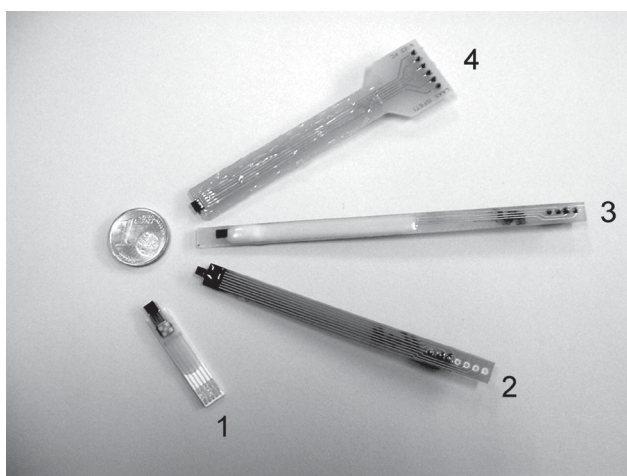


Рис. 10. Загальний вигляд рН-ПТ, виготовлених в НДІ “Мікроприлад”, Київ (1), лабораторією LAAS CNRS, Тулуза (2), підприємством ESIEE, Париж (3) та в Інституті матеріалознавства, Ханой (4).

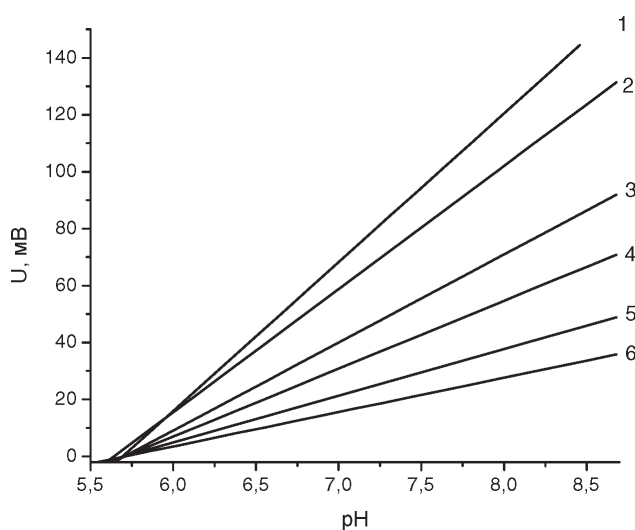


Рис. 11. Залежність зміни потенціалу від рН розчину для різних рН-чутливих польових транзисторів (1 — Київ, 2 — Тулуза, 3 — Барселона, 4 — Ньюшатель, 5 — Париж і 6 — Ханой).

6. Висновки

Досліджено рН-чутливість, стабільність та дрейф напівпровідникових кремнієвих структур з різною кількістю та типом поверхневого діелектрика та оптимізовано їх параметри для створення рН-чутливих польових транзисторів. Кращі результати були отримані для двошарового діелектрика, що складається з SiO_2 і Si_3N_4 , який і було запропоновано для розробки рН-чутливих польових транзисторів.

Кращу рН-чутливість демонстрували перетворювачі, виготовлені в НДІ “Мікроприлад” (Київ, Україна). Крім того вони також мали кращу стабільність при роботі та невеликий дрейф вихідного сигналу з часом. Саме ці перетворювачі були використані при створенні більшості потенціометричних біосенсорів в нашій лабораторії [5].

Частина цієї роботи була виконана завдяки фінансової підтримки комплексної програми Національної Академії Наук України “Дослідження у галузі сенсорних систем та технологій”.

Список літератури

1. Thevenot D.R., Toth K., Durst R.A., Wilson G.S. Electrochemical biosensors: recommended definitions and classification (Technical report) // Pure Appl. Chem. — 1999. — 71. — P. 2333-2348.
2. Bergveld P. Development of an ion-sensitive solid-state device for neurophysiological measurements // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1970. — 17. — P. 70-71.
3. Bergveld P. Development, operation and application of the ion sensitive field effect transistor as a tool for electrophysiology // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1972. — 19. — P. 342-351.
4. Matsuo T., Wise K.D. An integrated field effect electrode for biopotential recording // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1974. — 21. — P. 485-487.
5. Дзядевич С.В. Биосенсоры на основе ион-селективных полевых транзисторов: теория, технология, практика. // Биополимеры и клетка. — 2004. — 20, № 1-2. — С. 7-16.
6. Bergveld P. Thirty years of ISFETOLOGY. What happened in the past 30 years and what may happen in the next 30 years // Sens. Actuators B. — 2003. — 88. — P. 1-20.
7. Dzyadevych S.V., Soldatkin A.P., Korpan Y.I., Arkhyrova V.N., El'skaya A.V., Chovelon J. — M., Martelet C., Jaffrezic-Renault N. Biosensors based on enzyme field effect transistors for determination of some substrates and inhibitors //

- Anal. Bioanal. Chem. — 2003. — 377. — P. 496-506.
8. Sant W., Pourciel M.L., Launay J., Do Conto T., Martinez A., Temple-Boyer P. Development of chemical field effect transistors for medical analysis // Book of the 16th European Conference on Solid-State Transducers. — Prague (Czech Republic), 2002. — P. 619-620.
9. Dzyadevych S.V., Mai Anh T., Soldatkin A.P., Duc Chien N., Jaffrezic-Renault N., Chovelon J. — M. Development of enzyme biosensor based on pH-sensitive field-effect transistors for detection of phenolic compounds // Book XVI International Symposium on Bioelectrochemistry and Bioenergetics. — Bratislava (Slovakia), 2001. — P. 124.
10. Mai Anh T. Application of SOG material and technology to the fabrication of PH ISFET. // Master Thesis, ITIMS, Hanoi University of Technology. — 1999.
11. Reichmuth P., Van der Wal P.D., Puntener M., Schonung-Hammer A., Morf W.E., Rooij N.F., Pretsch E. Reducing the interference from CO₂ or organic acids in ion-selective polymer membrane sensors having a field-effect transistor as internal reference element. // Analytica Chimica Acta. — 2002. — 464. — P. 79-88.
12. Bausells J., Carrabina J., Errachid A., Merlos A. Ion-sensitive field-effect transistor fabricated in commercial CMOS technology. // Sensors Actuators B. — 1999. — 57. — P. 56-62.