

Вакуумная, плазменная и квантовая электроника

УДК 621.391

О.Ю. Кутова, В.І. Тимофеев, д.-р. техн. наук, О.І. Шуляк

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
вул. Політехнічна 16, Київ, 03056, Україна.

Моделирование полевых структур для биосенсоров с системами квантовых точек

В роботі розглянуто особливості моделювання біосенсорів та проведено аналіз польової структури для створення біосенсора з вбудованими квантовими точками. Дано оцінку щодо підвищення чутливості біосенсора при використанні у приповерхневому шарі системи квантових точок. Описано можливості використання таких біосенсорів для детектування біомолекулярних сполук (білки, ДНК) на чутливій поверхні транзистора в області між стоком та витокком. Бібл. 15, рис. 5.

Ключові слова: біомолекулярні сполуки; біосенсор; квантові точки; польова структура; рухливість; чутливість.

Вступ

Актуальною є проблема підвищення чутливості шару польової структури, яка реагує на наявність біологічного матеріалу (фермента, ДНК, бактерії тощо) і генерує сигнал, який функціонально пов'язаний з концентрацією цього компонента. На основі польової напівпровідникової структури може бути реалізовано, зокрема, амперометричний, кондуктометричний або потенціометричний сенсор. До основних характеристик таких сенсорів слід віднести високу чутливість, вибірковість, швидкість та малогабаритність.

Проблема створення біосенсора, крім загальних вимог щодо чутливості, пов'язана також з застосуванням специфічного чутливого шару до біологічних матеріалів, ферментів, бактерій, ДНК, який впливає на формування сигналу, пов'язаного з концентрацією зазначених компонентів [1]. На чутливість напівпровідникового сенсора, виготовленого на основі польової структури у більшості впливають такі фактори: ступінь чистоти напівпровідника (концентрація домішок); напруга між підкладкою і витокком (паразитна ємність); геометричні розміри структури; матеріали; технологія виготовлення; рухливість носіїв заряду.

Метою даної роботи є моделювання і аналіз вихідних характеристик польової кремнієвої структури, розрахунки якої верифіковані за результатами вимірювань експериментальної тестової структури, і оцінка чутливості структури, модифікованої системою квантових точок германію у поверхневому шарі.

Підходи щодо реалізації сенсорних структур

Принцип роботи переважної більшості біологічних сенсорів базується на взаємодії досліджуваного зразка біологічного об'єкту з деяким реагентом і утворенні нового продукту реакції. Ця реакція реєструється сенсором та перетворюється в електричний струм, або пов'язана з модуляцією провідності у приповерхневому шарі польової структури. Такі структури характеризуються широким діапазоном практичних застосувань [1].

Велика кількість модифікацій сенсорів пов'язана як з їх структурою, так і типами матеріалів та розмірами чутливої області. Отримують розвиток як мікророзмірні так і нанорозмірні структури сенсорів, які використовують низькорозмірні системи квантових точок, нанопровідників, вуглецевих нанотрубок тощо. У роботах [2,3] запропоновано нові конструкції іонно-чутливих сенсорів на основі польових МДН (метал-діелектрик-напівпровідник) структур з каналами з кремнію р-типу і n-типу, відповідно, для детектування органічних молекул. Оригінальні конструкції містять два типи затворів – управляючий і затвор, розташований безпосередньо у рідині.

Для підвищення чутливості конструкція може мати дві чутливі поверхні на протилежних від р-Si каналу транзистора сторонах та чотири затвори [4]. При цьому довжина каналу біосенсора складає 800 нм.

Інший підхід щодо підвищення чутливості пов'язано з використанням на активній поверхні біосенсора чутливої органічної плівки.

Практична конструкція реалізована на структурі з довжиною каналу 50 нм і співвідношенням довжини до ширини, яка сягає 900 [5]. На основі двовимірної моделі процесів у каналі і на активній поверхні (рівняння Пуассона-Больцмана) проаналізовано механізми взаємодії біомолекул у широкому діапазоні зміни їх концентрації. Представляє також інтерес реалізація універсальної конструкції біосенсора (довжина активної області 500 нм з іммобілізованим чутливим шаром), яка дозволяє детектування біомолекул як з рідини, так із газів [6].

Застосування вбудованих у приповерхневий провідний шар польової структури квантових точок пов'язано, у першу чергу, з їх впливом на фононні механізми розсіювання носіїв заряду. У роботах [7-9] проведено аналіз релаксаційних процесів субмікронного (довжина затвору 0,2 мкм) GaAs-AlGaAs гетероструктурного транзистора з двома квантовими ямами і двома системами вбудованих квантових точок (КТ). На відміну від звичайної структури гетеротранзистора, моделювання процесів переносу носіїв заряду такої структури з урахуванням найбільш суттєвих механізмів розсіювання (міждолинного, фононного оптичного і акустичного, розсіювання на домішках), урахуванням квантування енергетичних рівнів у КТ і емісії електронів з квантових точок свідчить про збільшення середньої дрейфової швидкості електронів не менш ніж 1,5 рази. Це пов'язано, у першу чергу, із зменшенням впливу фононного розсіювання, а також емісії з КТ електронів з низькою енергією, що зменшує ймовірність міждолинного і фононного розсіювання і призводить до зменшення середньої енергії електронів. Описані процеси призводять до збільшення вихідного струму транзистора і його крутизни, що може бути використано для створення твердотілого сенсора з підвищеною чутливістю.

У випадку кремнієвої польової структури, за відсутності міждолинних переходів, найбільш суттєвими є фононні механізми розсіювання. Можна прогнозувати подібний до гетеротранзистора з КТ ефект у разі вбудовування квантових точок, наприклад, германію у кремнієву польову МДН-структуру.

У роботах [10-11] наведено експериментальні і теоретичні результати щодо аналізу властивостей масиву КТ Ge, сформованого на поверхні Si (100) внаслідок спонтанної морфологічної трансформації пружно напруженого

шару Ge в умовах молекулярно-променевої епітаксії і вкритого шаром Si. При цьому отримано нанорозмірні острівці з поверхневою щільністю $(3\pm 5)\times 10^{11}$ см⁻². Середній розмір кластерів Ge пірамідальної форми складав 15 нм з висотою піраміди 1,5 нм. Показано також, що вбудовування масивів КТ суттєвим чином впливає на енергетичний спектр структури і призводить до його квантування – енергія розмірного квантування стає сумірною з енергією кулонівської взаємодії. Ці процеси, а також просторові неоднорідності кристалічної ґратки Si, як результат вбудовування КТ Ge, можуть зменшувати вплив фононних механізмів розсіювання, зокрема, фононного акустичного, на процеси переносу носіїв заряду в електричному полі, що забезпечує зростання дрейфової швидкості носіїв заряду і вихідного струму.

Моделювання біосенсора на основі МДН структури з вбудованими квантовими точками

Фізико-математичні моделі напівпровідникових приладів описуються, як правило, системою рівнянь, які пов'язують електростатичний потенціал і щільність носіїв заряду. Ця система рівнянь, у загальному випадку, складається з рівняння Пуассона, рівняння неперервності, рівнянь балансу енергії і імпульсу. Для врахування квантових ефектів ці рівняння доповнюються рівняннями Шредінгера. Поширеною математичною моделлю переносу носіїв заряду є дифузійно-дрейфова модель, яка дає фізично адекватні результати аж до мікронних розмірів активної області польових структур.

Для оцінки характеристик сенсорної структури на основі МДН-транзистора може бути використано аналітичну модель транзистора [12], доповнену апроксимаціями рухливості носіїв заряду з урахуванням впливу фононних механізмів розсіювання внаслідок вбудовування системи квантових точок:

$$I_D = \begin{cases} \frac{K_1 K_B}{\sqrt{L^*}} f(U_D), & U_D < U_{SAT}; \\ \frac{K_1 K_B}{\sqrt{L^*}} f(U_{SAT}), & U_D \geq U_{SAT}, \end{cases} \quad (1)$$

$$K_B = 0,5 \left[2 + \left(\sqrt{1 + \frac{2eL}{m\mu_0^2 E_K}} - 1 \right) \exp\left(-\frac{L}{L_{SR}}\right) \right]; \quad (2)$$

$$f(U) = \left[\begin{aligned} &U^3/3 - 8/15 K_3 (U + K_4)^{5/2} + 4/3 K_3 (U + K_4)^{3/2} (U - K_2) + \\ &+ (K_3^2/2 - K_2) U^2 + (K_2^2 + K_3^2 K_4) U + \\ &+ 4/3 K_2 K_3 K_4^{3/2} + 8/15 K_2 K_4^{5/2} \end{aligned} \right]^{1/2} \quad (3)$$

$$L^* = L - 3 \sqrt{\frac{12 \varepsilon \varepsilon_0}{e N^*}} U_D; \quad (4)$$

$$K_1 = \mu W C_0 \sqrt{E_K}; \quad (5)$$

$$K_2 = U_G - \phi_{MS} - 2\phi_F + Q_D/C_0; \quad (6)$$

$$K_3 = \sqrt{2eN\varepsilon\varepsilon_0}/C_0; \quad (7)$$

$$K_4 = 2\phi_F - U_B; \quad (8)$$

де L , W - довжина і ширина каналу; m - маса електрона; L_{SR} - середньостатистична довжина балістичного прольоту електрона; C_0 , Q_0 - питомі ємність і заряд діелектрика; e - заряд електрона; ε - діелектрична проникність напівпровідника; ε_0 - електрична постійна; U_B , U_G , U_V - напруги стоку, затвору і підкладки відносно виток; U_{SAT} - напруга насичення; N - концентрація домішки в області підкладки; μ_0 - рухливість вільних носіїв за нульової напруженості електричного поля; E_K - критична напруженість електричного поля; T - температура; ϕ_{MS} - контактна різниця потенціалів метал-напівпровідник; ϕ_F - різниця між рівнем Фермі та серединою забороненої зони; K_b - коефіцієнт, для врахування впливу балістичного прольоту носіїв заряду.

Найбільш системно аналіз апроксимацій рухливості носіїв заряду в залежності від напруженості електричного поля, концентрації домішок, температури кристалічної ґратки наведено у роботі [13]. Рухливість носіїв в каналі МДН-транзистора, як правило, визначається фононними механізмами розсіювання, розсіюванням на заряджених центрах і розсіюванням на границях. Найбільш суттєвим є фононне розсіювання.

В аналітичній дифузійно-дрейфовій моделі для врахування впливу фононних механізмів розсіювання може бути використана модель:

$$\mu = \frac{\mu_0}{1 + (E/E_{SAT})^\alpha}, \quad [M^2/(B \cdot c)] \quad (9)$$

де E_{SAT} - напруженість електричного поля у режимі насичення, α - коефіцієнт для врахування ступеня фононного розсіювання (приймає значення у межах 1,2÷1,8), а також модель, яка крім залежності від електричного поля, враховує концентрацію домішок:

$$\mu = 10^{-4} \times \left(65 + \frac{1265}{1 + \left(\frac{N}{8,5 \cdot 10^{16}} \right)^{0,72}} \times \left(\frac{1}{1 + \left| \frac{E}{8 \cdot 10^9} \right|^2} \right)^{1/2} \right) [M^2/(B \cdot c)]. \quad (10)$$

Топологію МДН-транзистора з p -Si підкладкою з індукованим каналом для розрахунків наведено на рис. 1.

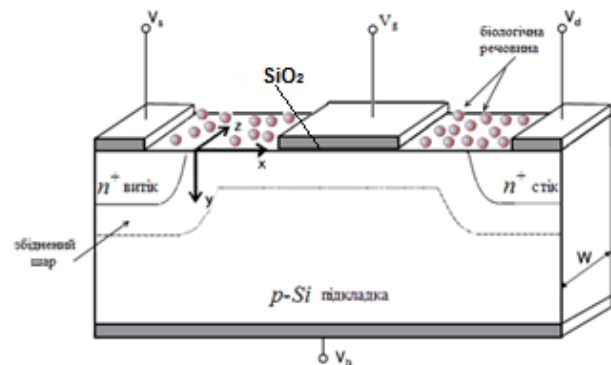


Рис. 1. Топологія біосенсора на основі МДН-транзистора

Вплив на дрейфову швидкість носіїв може бути враховано за формулами (9) і (10) за відомих значень рухливості як $v_{dp} = \mu(E) * E$. Наведений нижче теоретичний аналіз характеристик МДН-транзистора з шаром підзатворного діелектрика SiO_2 виконано для структури з параметрами: довжина затвору 1 мкм, ширина затвору 50 мкм, рівень легування домішок у підкладці $10^{23} m^{-3}$.

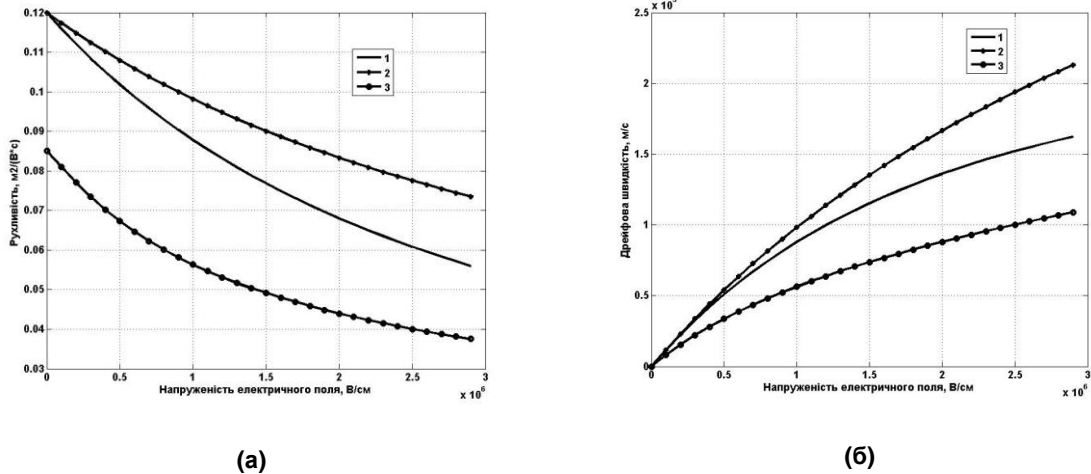


Рис. 2. Графіки впливу на рухливість носіїв заряду (а) і вихідні вольт-амперні характеристики (б) показника фонованого розсіювання в каналі структури: криві 1,2 – розраховано за формулою (9) зі значенням α відповідно 1,8 і 1,2, а крива 3 – за формулою (10)

Зменшення показника α у формулі (9), який характеризує вплив фонованого розсіювання, призводить до збільшення рухливості електронів в каналі, що, у свою чергу, обумовлює збільшення значення вихідного струму транзистора. Як показують результати розрахунків рухливості і дрейфової швидкості (рис. 2) фоновані механізми розсіювання суттєвим чином впливають на дрейф електронів у каналі, особливо у сильних електричних полях.

Структура, подібна сенсору рис. 1, але з системою квантових точок (Ge), вбудованих у міжелектродному проміжку витік-стік, зображена на рис. 3.

Як показують результати моделювання, вольт-амперні характеристики для структур за відсутності КТ та за їх наявності суттєво відрізняються. Дослідження проведено для біомолекул сироватки бичачого альбуміну (СБА) (рис.4),

у результаті адсорбції якого, на поверхні може акумулюватися максимальний питомий заряд $5 \times 10^{-2} \text{ см}^{-2}$. Більші значення відгуку сенсора у вигляді зміни вихідного струму отримано для структури з КТ.

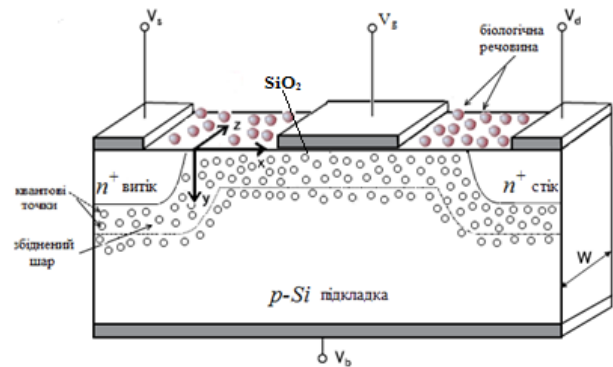


Рис. 3. Схема біосенсора на основі МДН-транзистора з вбудованими КТ

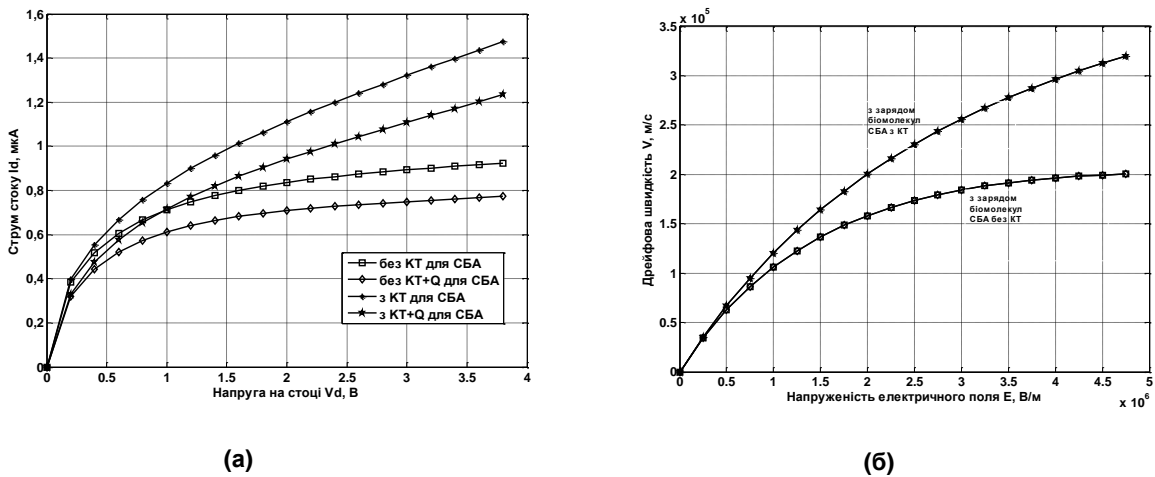


Рис. 4. Графіки вольт-амперних характеристик (а) та залежності дрейфової швидкості (б) для сенсора з КТ та без КТ з урахуванням впливу заряду досліджуваної речовини

Верифікацію аналітичної моделі було проведено для експериментальної структури сенсора з підзатворним діелектриком CeO_2 з такими параметрами активної області: довжиною затвору 50 мкм, шириною затвору 5000 мкм і рівнем легування 10^{23} м^{-3} [14]. Оксид церію у порівнянні з SiO_2 має ряд переваг, що забезпечує його перспективне використання. Так у кремнії стала ґратки становить 0,543 нм, діелектрична проникність 12, ширина забороненої зони 1,12 еВ. Для церію характерні такі значення: стала ґратки 0,541 нм, діелектрична проникність 15, ширина забороненої зони 3,6 еВ, максимальна щільність поверхневих станів 10^{20} см^{-2} . Такі характеристики церію покращують діелектричну ізоляцію структури, забезпечують вищу чутливість, зокрема, для іонно-селективних польових транзисторів, та забезпечують зменшення струму через діелектрик. Близькі значення сталої ґратки для обох матеріалів забезпечують кращу адгезію з кремнієм. Також церій має високу термічну та хімічну стабільність, ефективну іммобілізацію біохімічних елементів при створенні біосенсорів [15].

Результати моделювання тестової структури показано на рис. 5. Різниця у рівнях струму теоретичної і експериментальної характеристик збільшується із зростанням вихідної напруги, що пов'язано з необхідністю уточнення моделі для режиму сильних електричних полів. Однак слід зазначити, що у випадку сенсорних структур, режим глибокого насичення струму стоку практично не використовується.

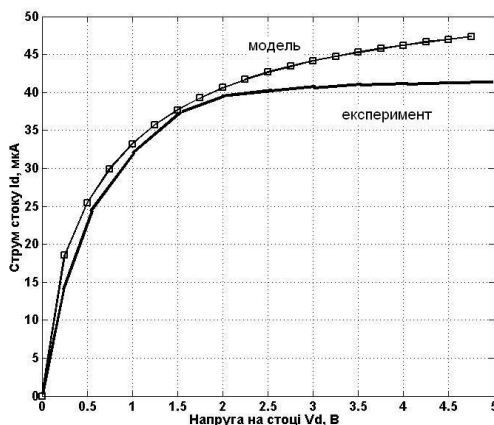


Рис. 5. Графічне порівняння результатів моделювання сенсора на основі CeO_2 з експериментальною характеристикою [14]

Слід зазначити, що аналітична модель біосенсора не дає повної картини фізичних процесів у каналі транзистора з КТ і на його поверхні і може дати лише певні оцінки щодо впливу КТ.

Глибоке дослідження цих процесів пов'язано із застосуванням дво- і тривимірних моделей з самоузгодженим розв'язком рівнянь щодо дрейфу і енергетичних характеристик електронів з квантовими ефектами і рівняння Пуассона-Больцмана для моделювання процесів на поверхні сенсора.

Висновки

Запропоновано математичну модель для розрахунку вихідних характеристик біосенсора з системою квантових точок в активній області.

Математична модель може бути використана для аналізу характеристик і оптимізації параметрів широкого спектру біосенсорів на польових структурах.

Показано можливість підвищення чутливості біосенсора внаслідок застосування квантових точок і їх впливу на енергетичні характеристики, що призводить до зменшення фонного розсіювання. Ці фактори обумовлюють збільшення дрейфової швидкості носіїв заряду і вихідного струму.

Практична структура чутливого біосенсора може бути реалізована на основі кремнієвого польового транзистора з системою квантових точок германію.

Список використаних джерел

1. *Gouvea, C.* Biosensors for health, environment and biosecurity / Published by InTech. Edited by P.A.Serra. ISBN 978-953-307-443-6. 2011. – 540 p.
2. *Zhang, Q.* Surface functionalization of ion-sensitive floating-gate field-effect transistors with organic electronics / H.S. Majumdar, M. Kaisti, A. Prabhu, A. Ivask, R. Österbacka, A. Rahman, K. Levon // Transactions On Electron Devices. – 2015. – Vol. 62. – № 4. – P. 1291-1298.
3. *Kaisti, M.* An Ion-Sensitive Floating Gate FET Model: Operating Principles and Electrofluidic Gating / M. Kaisti, Q. Zhang, F. Lehmusvuori, A. Rahman, K. Levon // Transactions On Electron Devices. – 2015. – Vol. 62. – № 8. – P. 2628-2635.
4. *Ajay Drain current model of a four-gate dielectric modulated MOSFET for application as a biosensor / Ajay, R. Narang, M. Saxena, M. Gupta // Transactions On Electron Devices. – 2015. – Vol. 62. – № 8. – P. 2636-2644.*
5. *Popescu, D.* Modeling of electrolyte-gated organic thin-film transistors for sensing applications / B. Popescu, M. Brändlein, K. Melzer, P.

- Lugli // Transactions On Electron Devices.– 2015. –Vol. 62 .– № 12. – P. 4206-4212.
6. Kim, J-Y. An underlap channel-embedded field-effect transistor for biosensor application in watery and dry environment / J-Y. Kim, J-H. Ahn, S-J. Choi, M. Im, S. Kim, J.P. Duarte, C-H. Kim, T.J. Park, S.Y. Lee, Y-K. Choi // Transactions On Electron Devices. – 2012. – Vol. 11. – № 2. – P. 390-394.
 7. Timofeyev, V. I. Model of heterotransistor with quantum dots / V. I. Timofeyev, E. M. Faleeva // Semiconductor Physics, Quantum Electronics and Optoelectronics. – 2010. – Vol. 13.– № 2. – P.186-188.
 8. Timofeyev, V. Relaxation processes analysis in heterotransistors with systems of quantum wells and quantum dots / V. Timofeyev, E. Faleeva // Electronics and Nanotechnology: 34th International Scientific Conference (ELNANO), Kiev, Ukraine. – 15-18 April. – 2014. – P. 115–118.
 9. Тимофеев, В.И. Анализ процессов релаксации импульса и энергии в гетеротранзисторах с системами квантовых точек / В.И. Тимофеев, Е.М. Фалеева // Электроника и связь.– 2014.– № 6.– С. 54–56.
 10. Двуреченский, А. В. Гетероструктуры Ge/Si с квантовыми точками / А. В. Двуреченский, А. И. Якимов // UFN. – 2001. – Vol. 171.– № 12. – P. 1371–1373. DOI: <http://dx.doi.org/10.3367/UFNr.0171.200112h.1371>
 11. Якимов, А.И. Связывание электронных состояний в многослойных напряженных гетероструктурах Ge/Si с квантовыми точками 2-го типа / А.И. Якимов, А.В. Двуреченский, А.А. Блошкин, А.В. Ненашев.// – Письма в ЖЭТФ. – 2006. –Т. 83.– Вып. 4. – С. 189–194.
 12. Рындин, Е.А. Субмикронные интегральные схемы: элементарная база и проектирование / Е. А. Рындин, Б.Г. Коноплев //.– Таганрог: Изд-во ТРГУ. – 2001. –147 с.
 13. Нелаев, В.В. Основы САПР в микроэлектронике В.В. Нелаев, В.Р. Стемпичкий // .– Минск: БГУИР, 2008. – 221 с.
 14. Shmyryeva, A.N. Electronic Sensors Built on Nanostructured Cerium Oxide Films / A.N. Shmyryeva, A.V. Borisov., N.V. Maksimchuk // Nanotechnologies in Russia. – 2010. – Vol. 5, № 5–6. – P. 383–390.
 15. Максимчук, Н.В. Свойства и практическое применение нанокристаллических пленок оксида церия / Н.В. Максимчук, А.Н. Шмырева, А.В. Борисов // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. – 2010. Одесса, № 5–6, С. 54–59.

Поступила в редакцию 26 мая 2016 г.

УДК 621.391

О.Ю. Кутова, В.И. Тимофеев, д.-р. техн. наук, **А.И. Шуляк**

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»,
ул. Политехническая 16, Киев, 03056, Украина.

Моделирование полевых структур для биосенсоров с системами квантовых точек

В работе рассмотрены особенности моделирования биосенсоров и проведен анализ полевой структуры для создания биосенсора с встроенными квантовыми точками. Дана оценка чувствительности биосенсора при использовании в приповерхностном слое системы квантовых точек. Описаны возможности использования таких биосенсоров для детектирования биомолекулярных соединений (белки, ДНК) на чувствительной поверхности транзистора в области между стоком и истоком. Библ. 15, рис. 5.

Ключевые слова: биомолекулярные соединения; биосенсор; квантовые точки; полевая структура; подвижность; чувствительность.

UDK 621.391

O. Kutova, V. Timofeyev, Dr.Sc, A. Shuliak

Faculty of Electronics,

Physical and Biomedical Electronics Department of NTUU «Kyiv Polytechnic Institute»,

st. Polytechnique, 16, Kyiv, 03056, Ukraine.

Modeling field structures for biosensor with systems of quantum dots

This article has shown the features of biosensors modelling and field structure analysis results for a biosensor with embedded quantum dots creation.

The estimation regarding sensitivity increasing of the biosensor by using the surface layer system with quantum dots was done.

Also, this paper has described the possibilities of using such biosensors for biomolecular compounds detecting (proteins, DNA) on the sensitive surface of the transistor in the area between drain and source. Bibl. 15, Fig. 5.

Keywords: *biomolecular compounds; biosensor; quantum dots; field structure; mobility; sensitivity.*

References

1. Gouvea, C. (2011). Biosensors for health, environment and biosecurity, P. 540.
2. Zhang, Q., Majumdar, H.S., Kaisti, M., Prabhu, A., Ivask, A., Österbacka, R., Rahman, A., Levon, K. (2015). Surface functionalization of ion-sensitive floating-gate field-effect transistors with organic electronics. Vol. 62. No 4. Pp. 1291-1298.
3. Kaisti, M., Zhang, Q., Lehmusvuori, F., Rahman, A., Levon, K. (2015). An Ion-Sensitive Floating Gate FET Model: Operating Principles and Electrofluidic Gating. Vol. 62. No 8. Pp. 2628-2635.
4. Ajay, Narang R., Saxena, M., Gupta, M. (2015). Drain current model of a four-gate dielectric modulated MOSFET for application as a biosensor Transactions On Electron Devices. Vol. 62. No 8. Pp. 2636-2644.
5. Popescu, D., Brändlein, M., Melzer K., Lugli, P. (2015). Modeling of electrolyte-gated organic thin-film transistors for sensing applications. Vol. 62. No 12. Pp. 4206-4212.
6. Kim, J-Y., Ahn, J-H., Choi, S-J., Im, M., Kim, S., Duart, J.P., Kim, C-H., Park, T.J., Lee, S.Y., Choi, Y-K. (2012). An underlap channel-embedded field-effect transistor for biosensor application in watery and dry environment. Vol. 11. No 2. Pp. 390-394.
7. Timofeyev, V. I., Faleeva, E. M. (2010). Model of heterotransistor with quantum dots. Vol. 13. No 2. Pp.186-188.
8. Timofeyev, V., Faleeva E. (2014). Relaxation processes analysis in heterotransistors with systems of quantum wells and quantum dots. Electronics and Nanotechnology: 34th International Scientific Conference (ELNANO). Pp. 115-118.
9. Timofeyev, V. I., Faleeva, E. M. (2014). Analysis of relaxation processes of momentum and energy in heterotransistors with systems of quantum dots. Electronics and Communications. No 6. Pp. 54-56. (Rus)
10. Dvurechensky, A. V., Yakimov, A. I. (2001). Heterostructures Ge/Si with quantum dots. Vol. 171. No 12. Pp. 1371-1373. DOI: <http://dx.doi.org/10.3367/UFNr.0171.200112h.1371>. (Rus)
11. Yakimov, A. I., Dvurechensky, A. V., Bloshkin, A. A., Nenashev, A. V. (2006). Binding of electron states in Ge/Si multilayer strained heterostructures with quantum dots type 2 Vol. 83. No 4. Pp. 189-194. (Rus)
12. Ryndin, E. A., Konoplev, B. G. (2001). Submicron integrated circuits: an elementary framework and design. P. 147. (Rus)
13. Nelaev, V. V., Stempitsky, V. R. (2008). CAD basics in microelectronics. P. 221. (Rus)
14. Shmyryeva, A. N., Borisov, A. V., Maksimchuk, N. V. (2010). Electronic Sensors Built on Nanostructured Cerium Oxide Films. Nanotechnologies in Russia. Vol. 5, No 5-6. Pp. 383-390.
15. (Maksimchuk, N. V., Shmyryeva, A. N., Borisov, A. V. (2010). Properties and applications of nanocrystalline films of cerium oxide. No 5-6, Pp. 54-59. (Rus)