

УДК 539.371

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ НАНОМАТЕРИАЛОВ ДЛЯ СОЗДАНИЯ БИОСЕНСОРОВ МЕДИЦИНСКОГО И БИОЛОГИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ

Вашпанов Ю.А.

*Одесская национальная академия пищевых технологий, г. Одесса
vashpanov@mail.ru*

Рассмотрены вопросы использования DG MOSFET нанотранзисторов на основе кремниевых нанонитей с модифицированной поверхностью и наносенсоров на основе мезопористого кремния для детектирования биологических наночастиц для дальнейшего медицинского и биологического применения. Были разработаны технология создания нанобиосенсоров и проанализированы некоторые экспериментальные результаты параметров полученных образцов к ряду биологических нанобъектов.

Ключевые слова: *полупроводниковые нанотехнологии, биосенсоры, патогенные бактерии, вирусы, технологии “лаборатория на чипе”.*

Современные полупроводниковые нанотехнологии в настоящее время находят применения не только в электронной промышленности, но и в биологии, медицине, сельском хозяйстве [1-4]. В мировой науке сформировалось научное направление по нанобиосенсорике [5]. Установлено, что наносенсоры на основе полупроводников имеют высокую адсорбционную чувствительность при их контакте с различными биологическими макромолекулами, частицами вирусов [6-9]. Окружающая среда и прежде все пища человека может содержать различные патогены, число которых невероятно огромно и вызывают различные заболевания у людей. Ранняя достоверная диагностика на наличие вредоносных вирусов, нано-бактерий и многочисленных патогенов и токсинов приобретает в настоящее время первостепенное значение [10]. Использование нанотехнологий для создания нанобиосенсоров является сейчас наиболее актуальным направлением для решения задач безопасности людей в развитых странах запада [11]. Использование полупроводниковых нанотехнологий имеют преимущества пе-

ред остальными методами диагностики, так как могут быть созданы портативные приборы с быстрым ответом, низкими ценами и умной коммуникацией через проводные и беспроводные сети. Принимая во внимание первостепенную важность времени в медицине и микробиологии, главная цель создания нанобиосенсоров состоит в том, чтобы уменьшить время анализа для патогенного обнаружения от дней до часов или даже минут.

Современная нанобиосенсорика ориентирована на автоматизацию процессов своевременного детектирования этих токсичных компонентов, поскольку микробиологические методы диагностики трудоемки и дорогостоящие. Согласно глобального стратегического бизнес отчета мировой рынок биосенсоров ожидает наибольший ежегодный рост в 9,6 % [12]. Сейчас в этом направлении работают большое количество научных групп США, Европы, Японии, Южной Кореи, Китая, России и других стран. Нанобиосенсорика – мульти-дисциплинарная область исследования [13], поскольку

ку требуется интеграции дисциплин, таких как нанофизика, химия поверхности, биохимия, микробиология и нанозлектроника.

В области безопасности пищевых продуктов и качества, нанотехнологии являются наиболее подходящими, поскольку они в состоянии обнаружить и контролировать любые фальсификации при длительном хранении продуктов. Нанобиосенсоры – новый инновационный класс датчиков автоматического контроля. Они состоят из наноматериалов на поверхности кремния материалы, у которых есть наличие биологических взаимодействий через антиген и антитело как способность детектирования патогенных бактерий и вирусов и физический преобразователь с электронными схемами передатчика сигналов. Такие устройства уже имели огромный успех в исследованиях молекулярных взаимодействий и в обнаружении химикатов загрязнителя, токсинов и антибиотических остатков в продуктах питания [14]. В западных странах имеет огромную важность хорошая репутация, поэтому многие компании инвестируют в исследования и применение нанобиосенсоров как в средство надежных технологий для быстрого и недорого продовольственного контроля [15]. Основанные на кремнии системы, так называемой технологии “лаборатория на чипе” (Lab-on-a-chip technology [16]) оказались в настоящее время популярными в экспресс диагностике тестирования и максимально приблизились к практическому использованию.

Наноразмерные структуры полупроводников имеют принципиально новые физические свойства [17] по сравнению с их массивными аналогами, а их геометрические размеры ($0,1 \text{ нм} < d < 100 \text{ нм}$) сопоставимы с размерами биологических макромолекул, вирусов ряда растений и животных ($d \text{ O } 2 \dots 100 \text{ нм}$) (рис.1). Наноразмерные материалы имеют специфические электрические, оптические, магнитные, механические осо-

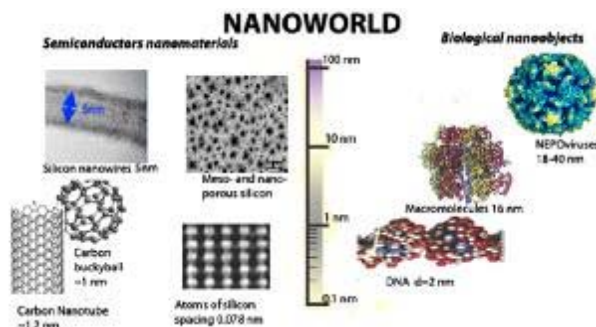


Рис.1 Геометрические размеры полупроводниковых наноматериалов на основе кремния и углерода и ряда биологических нанообъектов

бенности при взаимодействии с биологическими частицами, которые делают их интересными для использования в развитии биосенсоров [18].

Использовании наноматериалов на основе кремния (нанонити кремния, нано-, и мезопористый кремний) и углерода (углеродные нанотрубки (carbon nanotube), фуллерен (fullerene) и графен (graphene)) в настоящее время является предметом усилия исследований многих научных групп [19]. Полупроводниковые приборы на основе нанокремния создаются на поверхности кристаллического кремния, технология которого в настоящее время имеет пик своего развития. Технология изготовления таких сенсоров наиболее проста и позволяет осуществлять их интеграцию с разработанными уже электронными интегральными схемами обработки сигнала и передачи по проводным и беспроводным компьютерным сетям. Использование нанотрубок углерода, пленок графена и фуллеренов требует использование специальных дорогостоящих нано-инструментов для их транспорта на подложку кристаллического кремния, нано-манипуляций и создания электрических контактов [20].

Ранее нами были установлены физические эффекты при взаимодействии полупроводниковых приборов на основе нанонитей кремния и мезопористого кремния с специально модифицированной поверхностью с макромолекулами протеина и наночастиц ряда вирусов [21-25]. Здесь мы обсудим некоторые аспек-

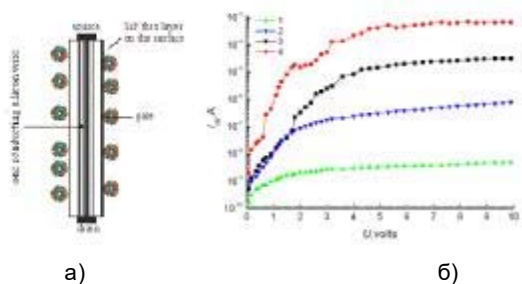


Рис.2 3D технология DG MOSFET нанотранзистора (а) и электронные характеристики при загрузке биологических наночастиц (б) [21].

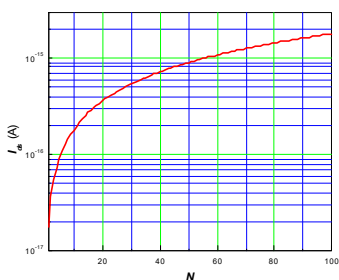


Рис.3 Зависимость тока DG MOSFET нанотранзистора на основе кремниевых нанонитей при параметрах $r_1 = 25$ нм, $\delta = 5$ нм, $L = 500$ нм от числа адсорбированных частиц

ты использования разработанных нано-биосенсоров для экологического мониторинга.

На рис.2 (а) показана 3D технология DG MOSFET нанотранзистора и электронные характеристики при адсорбции биологических наночастиц (б).

Моделирование сток-затворных характеристик DG MOSFET нанотранзистора и сравнение их с экспериментальными данными актуально. Для описания тока стока I_{ds} мы использовали формулу [21]:

$$I_{ds} = I_0 [\beta \tan \beta - 0.5 \beta^2 + r \beta^2 \tan^2 \beta], \quad \text{и}$$

$$I_0 = \mu \frac{W}{L} \frac{4 \epsilon_{Si}}{t_{Si}} \left(\frac{4kT}{q} \right)^2.$$

Параметр β находится как решение уравнения:

$$\ln \beta - \ln(\cos \beta) + 2r \beta \tan \beta = \frac{q(V_g - \Delta\phi - V)}{2kT} - \ln \left(\frac{2}{t_{Si}} \sqrt{\frac{2 \epsilon_{Si} kT}{q^2 n_i}} \right),$$

где q заряд электрона, k постоянная Больцмана, T абсолютная температура, ϵ_{Si} - диэлектрическая постоянная кристаллического кремния, t_{Si} , L ширина и длина канала, W толщина нанонити

кремния, μ - эффективная подвижность, Df - разница энергетический потенциалов в затворе, V_g и V - напряжение на затворе и между истоком и стоком, n_i концентрация носителей тока в кремнии и $r = \epsilon_{Si} \delta / \epsilon_{ox} t_{Si}$ - структурный параметр электронного прибора.

Транзисторы на основе кремниевых нанонитей имеют форму коаксиального цилиндра, емкость которых может быть оценена формулой: $C = 2\pi \epsilon \epsilon_0 L / \ln[(r_1 + \delta) / r_1]$, где ϵ_0 - диэлектрическая проницаемость вакуума. Величина емкости для внутреннего радиуса $r_1 = 5?25$ нм, толщины диэлектрика $d = 2?5$ нм, длины $L = 100?500$ нм и диэлектрической постоянной $\epsilon = 4.5$ находится в пределах $1,2?27$ нФ. В случае линейного режима DG MOSFET транзистора мы можем найти число адсорбированных частиц, которое может быть оце-

нено из зависимости $N_s = V_g C / q$. С помощью программы Matlab были найдены численно зависимости b и $I_{ds}(V_g)$ при различных геометрических и электронных параметрах прибора. Мы моделировали зависимости числа адсорбированных частиц от тока стока при вариации параметров транзистора. Рис.3 демонстрирует зависимость $I_{ds}(N)$ для случая $r_1 = 25$ нм, $d = 5$ нм, $L = 500$ нм. Как видно из рис.3 нанотранзистор при этих геометрических размерах уже имеет достаточную чувствительность для детектирования единичных частиц. Экспериментально это было проверено при использовании измерительной системы Keithley 4200 CSC, которая имеет разрешение 10 attoA

Ранее мы сообщали о туннельном механизме транспорта заряда в мезопористом кремнии с колончатой структурой при загрузке наночастиц ряда вирусов растений при комнатной температуре при условии совпадения размера пор и

размера вируса в диапазоне 20-30 нм. Туннельный ток не наблюдался при загрузке макромолекул протеина меньших размеров. Химические составы макромолекулы протеина и капсида вируса имеют примерно подобные свойства. Можно было бы ожидать, что влияния адсорбции на электрические свойства материала полупроводника не должны быть отличаться друг от друга.

Как известно, туннельный ток определяется формулой Фаулера-Нордгейма:

$$j = A_0 E^2 \exp(-E_0 / E), \quad \text{где}$$

$A_0 = 1.1 \cdot q^3 / 4\pi h \phi_0$, $E_0 = 23\pi m^{0.5} \phi_0^{1.5} / 6hq$, E - напряженность электрического поля, h - постоянная Планка, ϕ_0 - эффективная высота туннельного барьера, q - заряд электрона. Туннельный ток описывается в координатах $\ln(I/U^2)$ и $-U^{-1}$. Иллюстрация 4 (участок подъема тока) показывает наличие туннельного тока при адсорбции только частиц вирусов при приложенном напряжении больше, чем 5 В.

Различие между биологическими макромолекулами и вирусами состоит не только в их разных геометрических размерах. Физическая причина различного отклика связана с формированием дополнительных проводящих каналов между волокнами пористого материала через частицы вирусов. Если туннельный путь потока связан с электронным барьером в структуре полупроводника, то мы должны иметь туннельный эффект в обоих случаях.

В нашем случае механизмы адсорбции между белком макромолекулы и вирусными частицами в пористом материале должны быть различными. В первом случае, у нас есть стандартная адсорбция с одной точкой контакта между макромолекулой белка и поверхностью (С, см. в рис. 5). В случае адсорбции частицы вируса формируется минимум две точки адсорбции при условии совпадения размеров вируса и поры (А и В, см. рис. 5).

Особенностью вирусов является наличие многочисленных специфических отростков (protuberances — glycoprotein spikes), имеющих поверхностно активные вещества на конце для закрепления частицы вируса на поверхности. По сравнению с макромолекулами частицы вирусы способны создавать несколько молекулярных контактов на поверхности за счет своих специфических многочисленных отростков. Это особенно важно для формирования адсорбционного контакта между частицей вируса и двумя поверхностями соседних проводящих нитей кремния и формирования канала проводимости.

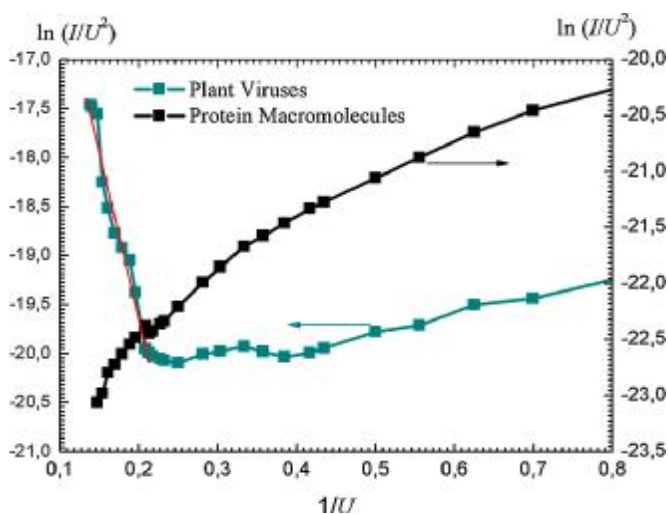


Рис.4. Зависимости тока в полупроводниковой структуре при загрузке частиц вирусов и макромолекул протеина [23]

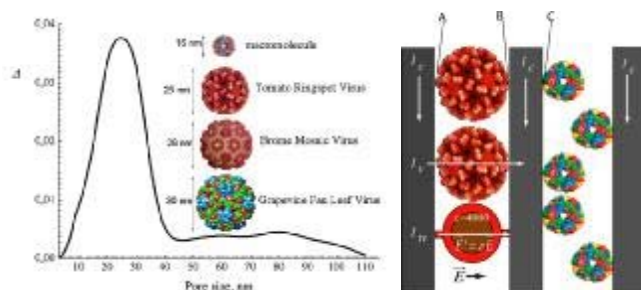


Рис.5. Геометрические размеры ряда биологических нанообъектов и особенности адсорбции частиц вирусов и макромолекул в пористом кремнии [23]

Заполнение пор, соответствующих размерам макромолекул протеина, не влияют на электрические свойства, потому что концентрация таких пор незначительна (см. рис. 5). Адсорбционный эффект между двумя порами вблизи расположенной колончатой структуры пористого кремния и наблюдаемый туннельный поток через вирусные частицы может тогда быть понят. Физическая причина для туннельного потока через вирус частицы с двумя адсорбционными областями контакта могут быть связаны с увеличением их внутренних электрических полей из-за большой эффективной диэлектрической проницаемости ($\epsilon \approx 4000$) [21]. Таким образом, местные электрические области может увеличиться к 4000 раз (рис. 5). В нашем случае электрические поля в исследованных образцах между контактами с длиной $l = 1$ мм под 5 В равно $E = 50$ В/см. Электрические поля в вирусных частицах с размером порядка 30 нм достигают $2 \cdot 10^4$ В/см (рис. 5). Эффективная ширина туннельного барьера, сформированного вирусом, ограничена их характерным размером d_v . Эффективная высота туннельного барьера f_0 должна описывать параметры частицы вируса. По-видимому, туннельный транспорт через вирусы происходит через длинные одномерные цепи, состоящие из серии туннельно прозрачных барьеров. Изменение геометрических и электронных компонентов частей такой цепи могут привести к изменениям параметров эффективного потенциального барьера, регистрируемого экспериментально. Определение реальных параметров составных туннельных барьеров внутри вирусной частицы является очень сложной задачей. Поэтому, мы можем оценить только эффективное значение туннельного барьера, считая, что его эффективная ширина равняется d_v . Экспериментально были установлены величины высот потенциальной энергии для

туннельных барьеров f_0 для различных исследованных вирусных частиц, которые находились в пределах 0.37-0.77 эВ. Эти экспериментальные данные можно использовать для характеристики и идентификации частиц вирусов.

Исследования внутреннего механизма туннельного транспорта через вирусы и обнаружение их специфических параметров — очень интересное и важное направление современной нано-биофизики и бионанозлектроники в настоящее время [26, 27]. Атомно-силовая микроскопия использовалась для измерения туннельного тока через вирусы мутанта CPMV-T184C [28]. В нашем случае, вирусы сами создают туннельный путь проводимости непосредственно при загрузке в пористое пространство. Таким образом, экспериментальные методы для исследования электрических вирусных свойств могли бы быть значительно упрощены. Существование туннельного эффекта при адсорбции нановирусов в исследованных структурах может использоваться как новый метод их обнаружения в окружающей среде.

Исследованные вирусы являются наименьшими среди многочисленных вирусов. Образцы пористого кремния имели узкое распределение размера поры. Экспериментально, важно делать пористый материал с размером поры,

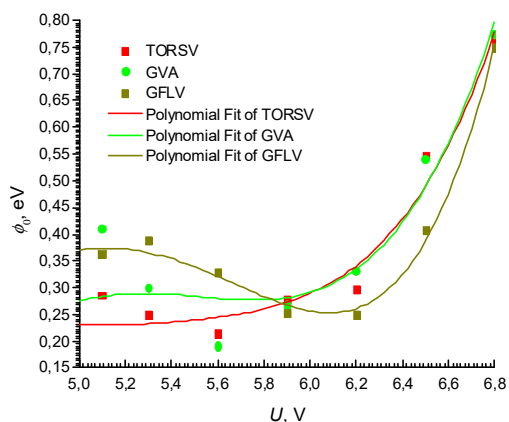


Рис. 6 Зависимости туннельного барьера от напряжения для разных типов вирусов

сопоставимым с размером частицы вируса, который должен быть обнаружен. Осуществить практически это не всегда легко. Есть много вирусов с подобными и большими размерами, чем вирусы растений. Предложенный метод, основанный на наличии туннельного эффекта между волокнистыми структурами мезопористого кремния, является самым простым и надежным методом исследования окружающей среды на наличие патогенных вирусов. Однако применимость из метода к таким сравнительно большим вирусам, как Papillomavirus (460 нм), не настолько очевидно. Возможность обнаружения туннельного эффекта на таком большом расстоянии (460 нм) еще не было проверено. Следовательно, необходимо проверить весь спектр вирусных частиц, чтобы найти верхний предел размера, который может быть детектирован предложенным методом.

Известно, что высота туннельных барьеров полупроводников не зависит от приложенного напряжения [29]. Если мы численно продифференцируем экспериментальные и произведем вычисления по формуле Фаулера-Нордгейма, то мы можем найти величины барьера при различных напряжениях. Полученные с помощью компьютерной обработки в программе Matlab зависимости высоты барьера f_0 от напряжения смещения показаны на рис. 6. Увеличение напряжения приводит к нелинейному увеличению высоты барьера от $0.2 \cdot 0.4$ eV до $0.7 \cdot 0.77$ eV для исследованных вирусных частиц. Это значит, что вирусные частицы изменяют свои электрические свойства в зависимости от напряжения и их ответы нелинейные. В нашем случае у нас есть нелинейный рост высоты барьера при увеличении напряжения (рис. 6). Сильный нелинейный ответ может быть связан со специфическими преобразованиями в живых вирусных частицах и требует тщательного изучения.

Выводы

DG MOSFET нанотранзисторы на

основе кремниевых нанонитей с модифицированной поверхностью эффективно могут быть использованы в качестве сенсоров биологических наночастиц (макромолекулы, частицы вирусов не более 30 нм).

Существование туннельного тока между колончатой структуры в мезопористого кремнии при загрузке вирусов в пористое пространство может использоваться в качестве простого метода для их обнаружения в окружающей среде. Нелинейный ответ может быть связан со специфическими преобразованиями в живых вирусных частицах и может служить методом их распознавания.

References

1. Roco M.C. Nanotechnology: convergence with modern biology and medicine // *Curr.Opin. Biotechnol.* – 2003. –vol. 14. – PP. 337–346.
2. Bhattacharya S. Biomems and nanotechnology based approaches for rapid detection of biological entities // *J. Rapid Methods Auto. Microb.* – 2007. – vol.15. – PP. 1–32.
3. Garcia M. Electronic nose for wine discrimination // *Sensors Act. B.* – 2006. – vol. 113. – PP. 911–916.
4. Baeumner A. Nanosensors identify pathogens in food // *Food Technol.*– 2004.–vol. 58.– PP. 51–55.
5. Reshetilov A, Iliasov P., Reshetilova T., Rai Mahendra Nanobiosensors and Their Applications in book “Metal Nanoparticles in Microbiology”. – 2011. – PP. 269–283.
6. *Sensors Based on Nanostructured Materials* Edited by Arregu Francisco J. / Springer Science. Business Media, New York, USA – 2009. – 317 p.
7. Arter J.A, Taggart D.K., McIntire Th.M., Penner R.M., and Weiss G. Virus-PEDOT Nanowires for Biosensing // *Nano Lett.* – 2010. – vol.10. – PP.4858–4862.
8. Yang S.Y., Ryu I., Kim H.Y., Kim J.K., Jang S.K., and Russell Th.P. Nanoporous Membranes with Ultrahigh Selectivity and Flux for the Filtration of Viruses // *Adv. Mater.* – 2006.– vol.18.– PP. 709–712.
9. Jimenez-Jorquera C., Orozco Ja, and Baldi A. ISFET Based Microsensors for Environmental Monitoring // *Sensors.* – 2010. – vol. 10. – PP. 61–83.
10. Sanguansri P., and Augustin M.A. Nanoscale

- materials development — a food industry perspective // Trends Food Sci. Technol. — 2006. — vol. 17. — PP. 547–556.
11. Nanotechnology in the food chain Edited by Huyghebaert, Andre Huffel, Xavier Van and Houins Gil. — Brussels, Belgium. — 2010. — 146 p.
 12. Global Strategic Business Report <http://www.researchandmarkets.com>.
 13. Biosensing using nanomaterials, Edited by Merkoci Arben, Wiley, New Jersey, USA — 2009. — 499 p.
 14. Nanotechnologies and Food Edited by Holgate Stephen, London, UK. — 2010. — 300 p.
 15. Nanotechnology in food products: Workshop Summary. Edited by Pray Leslie and Yaktine Ann, Washington, DC: The National Academies Press. USA — 2009. — 146 p.
 16. Sozer N., and Kokini J.L. Nanotechnology and its applications in the food sector // Cell. — 2009. — PP. 82-89.
 17. Nanostructures and Nanomaterials. Synthesis, Properties, and Applications. Edited by Guozhong Cao, Imperial College Press, London, UK. — 2004. — 433 p.
 18. Nanomaterials for Biosensors. Edited by Kumar C.S.S.R. WILEY-VCH Verlag, Weinheim. — 2007. — 408 p.
 19. Biosensors Edited by Serra Pier Andrea, In-tech, Vukovar, Croatia. — 2010. — 310 p.
 20. Springer handbook of nanotechnology Edited by Bhushan Bharat, Springer Science+Business Media, Heidelberg, Germany. — 2010. — 1968 p.
 21. Vashpanov Yuriy, Son Jung Young, Kwack Kae Dal Mesoporous silicon with modified surface for plant viruses and their protein particle sensing // Sensors 2008. — vol. 8. — PP. 6225–6234.
 22. Vashpanov Yuriy, Son Jung-Young, Kwack Kae-Dal, Shin Seung-Jung Electronic parameters of mesoporous silicon upon adsorption of plant viruses // Japanese Journal of Applied Physics. — 2008. — vol. 47. — no.6. — PP. 5100–5102.
 23. Vashpanov Yuriy, Jung Jae-Il, Kwack Kae-Dal Tunnel current through virus particles between columnar structures in mesoporous silicon // Physica Status Solidi A — 2011. — vol. 208.— no. 2. — PP. 1–5.
 24. Vashpanov Yuriy, Son Jung-Young, Kwack Kae-Dal, Woo Sun-Bo, Choi Kyu-Hwan About charge-transport mechanisms in mesoporous silicon under adsorption of plant viruses // Physica Status Solidi A — 2009. — vol. 206. — no. 7. — PP. 1558–1564.
 25. Vashpanov Yuriy Adsorption Sensitivity of Microporous Silicon to Organic and Biomolecules with High Dipole Moment in book "MicroNano Integration" editors Knobloch Harald; Kaminorz Yvette, Springer Verlag, Berlin. — 2006. — PP. 209–212.
 26. Shinwari M.W., Deen M.J., Starikov E.B., and Cuniberti G. Electrical Conductance in Biological Molecules // Adv. Funct. Mater. — 2010. — vol. 20. — PP. 1865–1883.
 27. Vo-Dinh T., Cullum B.M., Stokes D.L., Nanosensors and biochips: Frontiers in biomolecular diagnostics // Sensors and Actuators, B. — 2001. — vol. 74. — PP. 2–11.
 28. Portney N.G., Martinez-Morales AA, and Ozkan M., Nanoscale memory characterization of virus-templated semiconducting quantum dots // ACS Nano. — 2008. — PP. 191–196.
 29. Chanana R.K., McDonald K., Ventra M. Di, Pantelides S.T., Feldman L.C., Chung G.Y., Tin C.C., Williams J.R., and Weller R.A, Fowler-Nordheim Hole-tunneling in p-SiC/SiO₂ Structures // Appl. Phys. Lett. — 2000. — vol. 77. — 2560.

Резюме

**ВИКОРИСТАННЯ
НАПІВПРОВІДНИКОВИХ
НАНОМАТЕРІАЛІВ ДЛЯ СТВОРЕННЯ
БІОСЕНСОРІВ МЕДИЧНОГО І
БІОЛОГІЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ**

Вашпанов Ю.А.

Розглянуто питання використання DG MOSFET нанотранзисторів на основі кремнієвих нанониток з модифікованою поверхнею і наносенсорів на основі мезопористого кремнії для детектування біологічних наночастинок для подальшого медичного та біологічного застосування. Були розроблені технологія створення нанобіосенсорів і проаналізовані деякі експериментальні результати параметрів отриманих зразків до ряду біологічних наноб'єктів.

Ключові слова: *напівпровідникові нанотехнології, біосенсори, патогенні бактерії, віруси, технології "лабораторія на чіпі".*

Summary

USING SEMICONDUCTOR
NANOMATERIALS OF BIOSENSORS
MEDICAL AND BIOLOGICAL
APPLICATIONS

Vashpanov YA

The problems of using DG MOSFET nanotransistors on the basis of silicon nanowires with the modified surface and nanosensors on the basis of mesoporous silicon for detecting biological nanoparticles for medical and biological applications have been reviewed. Technologies of cre-

ating nano-biosensors and the some experimental results of the electronics parameters of the samples to a number of biological nano-objects have been developed.

Keywords: *semiconductor nanotechnology, biosensors, pathogenic bacteria, viruses, Lab-on-a-chip technology.*

*Впервые поступила в редакцию 10.05.2016 г.
Рекомендована к печати на заседании редакционной коллегии после рецензирования*

УДК 617-089.5 (075)

**ИНГАЛЯЦИОННЫЕ АНЕСТЕТИКИ С ПОЗИЦИЙ ХИМИЧЕСКОЙ
БЕЗОПАСНОСТИ В ХИРУРГИИ**

Салех Е.Н.

*Одесский национальный медуниверситет, кафедра анестезиологии,
интенсивной терапии с последипломным образованием, Одесса*

На сегодняшний день хирургическая активность достаточно высока и требует адекватного Анаеса-тезиологического обеспечения. Для достижения этой цели врач-анестезиолог использует в своей практике несколько лекарственных средств с различным механизмом действия, к тому же, чаще всего, на фоне того или иного патологического процесса.

В своем обзоре автор подробно рассмотрел фармакодинамику и фармакокинетику основных ингаляционных анестетиков. Заострила внимание на понятии «операционный стресс» и его влияния на организм больного. В статье затронуты вопросы токсического воздействия ингаляционных анестетиков на пациента.

Ключевые слова: *ингаляционные анестетики, операционный стресс, токсичность.*

Проблема облегчения страданий больного при хирургических вмешательствах имеет многовековую историю. Считают, что греческий философ Диоскорид первым применил термин «анестезия» в I в. до н. э. для описания наркотикоподобного действия мандрагоры. В 1721 г. в универсальном этимологическом английском словаре Beiley's было дано определение термина «анестезия» как «дефект чувствительности». В Британской энциклопедии 1771 г. под анестезией понималось «лишение чувств». И только в середине XIX в. началось развитие и произошло оформление анестезиологии как науки, хотя в полном объеме анестезиологическое обеспечение

получило прочную научную базу лишь в тридцатые годы XX столетия [1].

Известно [2], что острое повреждение и хирургическая травма являются ведущими этиологическими факторами операционного стресса, формирующими состояние и последующее развитие системной постагрессивной реакции больного. Поэтому, вполне естественным является желание облегчить страдание человека, повысить качество и продолжительность его жизни после оперативного вмешательства [3].

Операционный стресс – это полифункциональное поражение организма под воздействием агрессивных факто-