



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-5-12-19>

УДК 544.653.23; 535-92; 53.082.531

МОДЕЛИРОВАНИЕ ОПТИЧЕСКОГО БИОСЕНСОРА НА ОСНОВЕ АНОДНЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ОКСИДОВ НИОБИЯ И ТАНТАЛА

А. В. ГОГА¹, Б. В. РОНИШЕНКО²

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
(Минск, Республика Беларусь)

²Институт физико-органической химии Национальной академии наук Беларуси
(Минск, Республика Беларусь)

Аннотация. Одно из перспективных направлений label-free-анализа – оптические биосенсоры на основе 2D фотонных кристаллов, созданных из массива наностолбиков. Минусом таких кристаллов, сформированных, как правило, на основе кремния и его диоксида, является применение технологии фотолитографии. Использование фотонных кристаллов на базе самоорганизованных систем, таких как массивы наностолбиков оксида ниобия и тантала, полученных анодированием двухслойных систем Al/Nb и Al/Ta, позволяет решить данную проблему. Проведено моделирование оптических свойств фотонных кристаллов на основе массивов наностолбиков оксида ниобия и тантала. Чувствительность биосенсора определялась смещением главного пика отражения относительно его положения при заполнении пустот между наностолбиками фотонных кристаллов воздухом и биотином-стрептавидином. Выполнена оценка спектров отражения при специфическом и неспецифическом связывании биотина-стрептавидина с поверхностью фотонных кристаллов. Интенсивность главного пика отражения биосенсора на основе оксида тантала с металлическим подслоем Ta составила 0,41 отн. ед. на длине волны 353 нм, смещения пиков при распределении показателя преломления 1,46 для специфического и неспецифического связывания – 12 и 24 нм соответственно. Интенсивность главного пика отражения биосенсора на основе оксида ниобия с металлическим подслоем Nb составила 0,51 отн. ед. на длине волны 371 нм, смещения пиков отражения при распределении показателя преломления 1,46 для специфического и неспецифического связывания – 12 и 31 нм соответственно.

Ключевые слова: FDTD, анодирование, наноструктурированные оксиды, фотоника, фотонные кристаллы, label-free-детектирование.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Гога, А. В. Моделирование оптического биосенсора на основе анодных наноструктурированных оксидов ниобия и тантала / А. В. Гога, Б. В. Ронищенко // Доклады БГУИР. 2025. Т. 23, № 5. С. 12–19. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-5-12-19>.

SIMULATION OF OPTICAL BIOSENSOR BASED ON ANODIC NANOSTRUCTURED NIOBIUM AND TANTALUM OXIDES

ALIAKSANDR V. HOHA¹, BAH DAN V. RANISHENKA²

¹Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

²Institute of Physical and Organic Chemistry of National Academy of Sciences of Belarus
(Minsk, Republic of Belarus)

Abstract. One of the promising areas of label-free analysis is optical biosensors based on 2D photonic crystals created from an array of nanopillars. The disadvantage of such crystals, usually formed on the basis of silicon and its dioxide, is the use of photolithography technology. The use of photonic crystals based on self-organized systems, such as arrays of niobium and tantalum oxide nanopillars obtained by anodizing two-layer Al/Nb and Al/Ta systems, allows us to solve this problem. The optical properties of photonic crystals based on arrays of niobium

and tantalum oxide nanopillars were simulated. The sensitivity of the biosensor was determined by the shift of the main reflection peak relative to its position when filling the voids between the nanopillars of photonic crystals with air and biotin-streptavidin. The reflection spectra were estimated for specific and non-specific binding of biotin-streptavidin to the surface of photonic crystals. The intensity of the main reflection peak of the biosensor based on tantalum oxide with a metallic Ta sublayer was 0.41 rel. units at a wavelength of 353 nm, the shifts of the peaks with a refractive index distribution of 1.46 for specific and non-specific binding were 12 and 24 nm, respectively. The intensity of the main reflection peak of the biosensor based on niobium oxide with a metallic Nb sublayer was 0.51 rel. units at a wavelength of 371 nm, the shifts of the reflection peaks with a refractive index distribution of 1.46 for specific and non-specific binding were 12 and 31 nm, respectively.

Keywords: FDTD, anodizing, nanostructured oxides, photonics, photonic crystals, label-free detection.

Conflict of interests. The authors declare no conflict of interests.

For citation. Hoha A. V., Ranishenka B. V. (2025) Simulation of Optical Biosensor Based on Anodic Nanostructured Niobium and Tantalum Oxides. *Doklady BGUIR*. 23 (5), 12–19. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2025-23-5-12-19> (in Russian).

Введение

Использование наноструктурированных материалов для детектирования биомолекул позволяет добиться повышения эффективности анализа при снижении его стоимости. Одним из перспективных направлений label-free-анализа являются биосенсоры на основе 2D фотонных кристаллов (ФК), созданных из массива наностолбиков. Принцип работы таких ФК заключается в смещении положения пика отражения при заполнении средой, содержащей биомолекулы, пространства между наностолбиками, что приводит к изменению показателя преломления в межстолбиковом пространстве [1, 2]. Минус этих ФК, сформированных, как правило, на основе кремния и его диоксида, – использование технологии фотолитографии, что приводит к удорожанию. Кроме того, при уменьшении шага решетки ФК повышаются требования к оборудованию или созданию таких наноструктур вовсе делается невозможным. Решением данной проблемы могут быть самоорганизованные системы, такие как анодные наноструктурированные оксиды вентильных металлов, например, ниобия и тантала. Уже исследованы оптические свойства этих систем, обладающих исключительной термической стабильностью и химической инертностью. Для оптимизации морфологических и оптических свойств биосенсоров на их основе удобно использовать моделирование методом конечной разности во временной области (FDTD), что позволит сократить стадию экспериментального подбора оптимальных параметров ФК.

Известно, что ФК на основе наноструктурированного анодного оксида ниобия обладают достаточной сходимостью результатов оптического моделирования и свойств реальных структур [3]. В [4, 5] была показана теоретическая возможность использования ФК на основе массива наностолбиков оксида ниобия путем оптического моделирования в качестве оптического биосенсора биотина-стрептавида. Выявлено, что пик отражения смещается в длинноволновую область вплоть до 40 нм относительно пика отражения ФК, не заполненного биосредой, для выбранной морфологии ФК. Однако данный тип биосенсоров может не учитывать ситуацию, когда не происходит специфического связывания с поверхностью ФК. То есть прикрепление к поверхности осуществляется не за счет селективного прикрепления к специфичным центрам, а за счет физической адсорбции на поверхности. В данном случае также будет наблюдаться смещение пика отражения, но не будет понятно, был ли найден именно искомый биообъект, что наиболее актуально для многокомпонентных гетерогенных аналитических жидкостей.

В статье рассмотрен метод оценки отклика оптического биосенсора на основе 2D ФК для случаев специфического и неспецифического связывания биотина-стрептавида. В процессе исследований выполнено оптическое моделирование свойств ФК на основе наноструктурированных анодных оксидов ниобия и тантала в качестве биосенсора биотина-стрептавида с учетом специфического и неспецифического связывания молекул на поверхности.

Методика проведения моделирования

Все характеристики рассчитывались путем решения уравнений Максвелла с использованием FDTD-моделирования на базе программного комплекса Ansys Lumerical. При создании модели ФК принимались следующие допущения.

1. Морфологические параметры массива наностолбиков оксидов тантала и ниобия выбирались исходя из реально получаемых структур при анодировании двухслойных систем Al/Nb и Al/Ta в водных растворах щавелевой кислоты с учетом морфологических параметров, приведенных в [5].

2. Материалом подложки служило стекло.

3. При специфичном связывании длина цепочки биомолекулы принималась равной 5 нм, что можно представить в виде формирования оболочки толщиной 5 нм биотина-стрептавицина, образованной на поверхности оксидного наностолбика при условии, что плотность прикрепления составила 1 нм^{-2} . При неспецифическом связывании моделировалась ситуация, при которой происходило полное заполнение средой биотина-стрептавицина воздушных зазоров между наностолбиками.

4. Чувствительность биосенсора определялась по смещению главного пика отражения относительно его положения при заполнении пустот между наностолбиками ФК воздухом и средой с иным показателем преломления.

5. Показатель преломления биоактивных материалов принимался равным таковому для растворенного в крови человека биотина-стрептавицина [1].

Область симуляции составляла $77 \times 134 \text{ нм}^2$ в плоскости xy и 3760 нм – в направлении z -координаты. В качестве граничных условий области симуляции по координатам xy выбирались граничные условия Блоха, которые хорошо подходят для моделирования периодических структур, что подтверждается работами, где рассматривались схожие структуры с гексагональной решеткой [6], а также соответствуют рекомендациям разработчика программного обеспечения [7]. По z -координате сверху и снизу граничные условия были представлены идеально сочетающимися слоями (perfectly matched layers, PML). Минимальное количество слоев PML – 16. В качестве источника излучения выступал источник плоских волн с углом падения 25° в диапазоне длин волн $200\text{--}500 \text{ нм}$, поскольку в данном диапазоне ожидается пик отражения для оксидов тантала и ниобия. Шаг вычисления составил $0,25 \text{ нм}$, время симуляции – 1000 фс . Экран детектирования отраженного излучения располагался по z -координате. Значения комплексного показателя преломления для оксида ниобия были взяты из открытых баз данных [8].

При построении модели ФК на основе массива наностолбиков оксида тантала (ниобия) использовались морфологические параметры реального наноструктурированного анодного оксида тантала (ниобия), который возможно сформировать анодированием двухслойной системы Al/Nb и Al/Ta на стекле [9]. Методика формирования подобных наноструктур включает следующие основные этапы: анодирование верхнего слоя алюминия с формированием пористой матрицы оксида алюминия, которая задает морфологию массива наностолбиков оксида тантала (ниобия); реанодирование – задание высоты наностолбиков и травление с целью удаления анодного оксида алюминия. В результате формируется следующая структура наноструктурированного анодного оксида тантала (ниобия) (снизу вверх): стеклянная подложка, оставшийся металлический подслой тантала (ниобия), сплошной оксидный слой и массив наностолбиков оксида тантала (ниобия), расположенных нормально по отношению к плоскости подложки.

Таким образом, ФК с гексагональным распределением наностолбиков обладает следующими морфологическими параметрами: расстояние между наностолбиками (a) 77 нм , радиус наностолбика (R) 27 нм , высота 120 нм , толщина сплошного оксидного слоя 68 нм , толщина металлического слоя 20 нм , толщина стекла равна всей оставшейся области моделирования. На рис. 1 показана область моделирования гексагонального ФК. Распределение показателя преломления в области моделирования биосенсора по плоскости xy для случаев неспецифического и специфического связывания молекул биотина-стрептавицина показано на рис. 2. Распределение приведено для биосенсора на основе наностолбиков оксида тантала, однако для наностолбиков на основе оксида ниобия вид распределения будет аналогичным, за исключением показателя преломления для материала наностолбика. Видно, что при моделировании отклика биосенсора для случая специфического связывания показатель преломления биотина-стрептавицина распределен вокруг наностолбика оксида ниобия, образуя оболочку толщиной 5 нм с показателем преломления $1,46$. Для случая неспецифического связывания показатель преломления биотина-стрептавицина распределен равномерно в среде массива наностолбиков оксида ниобия.

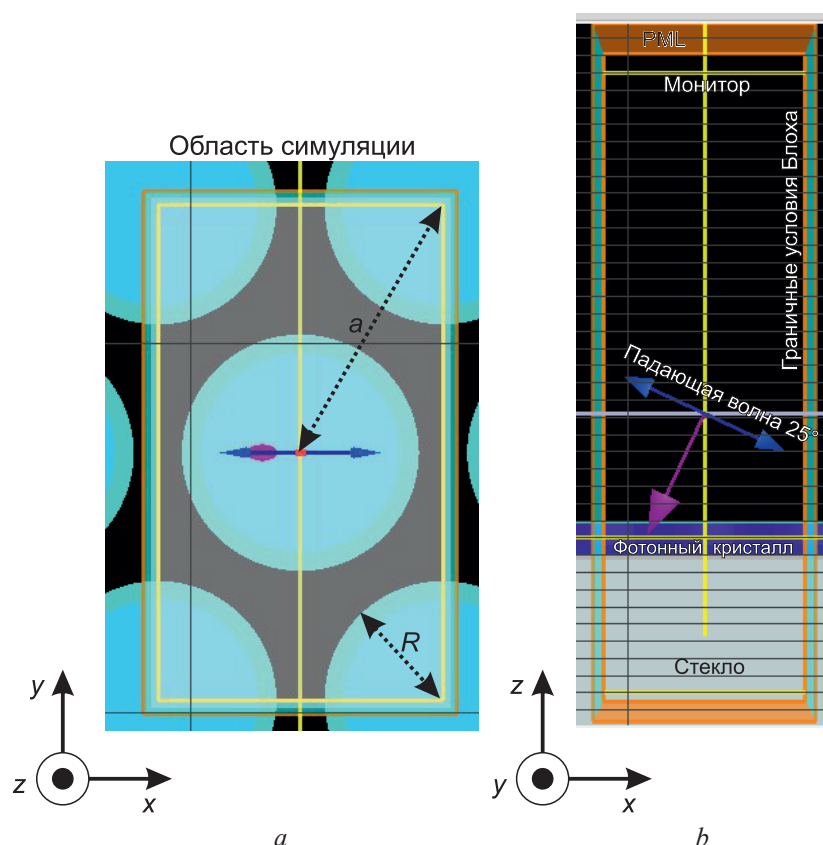


Рис. 1. Область моделирования фотонного кристалла: *a* – вид *xy*; *b* – вид *xz*
Fig. 1. Photonic crystal modeling area: *a* – *xy* view; *b* – *xz* view

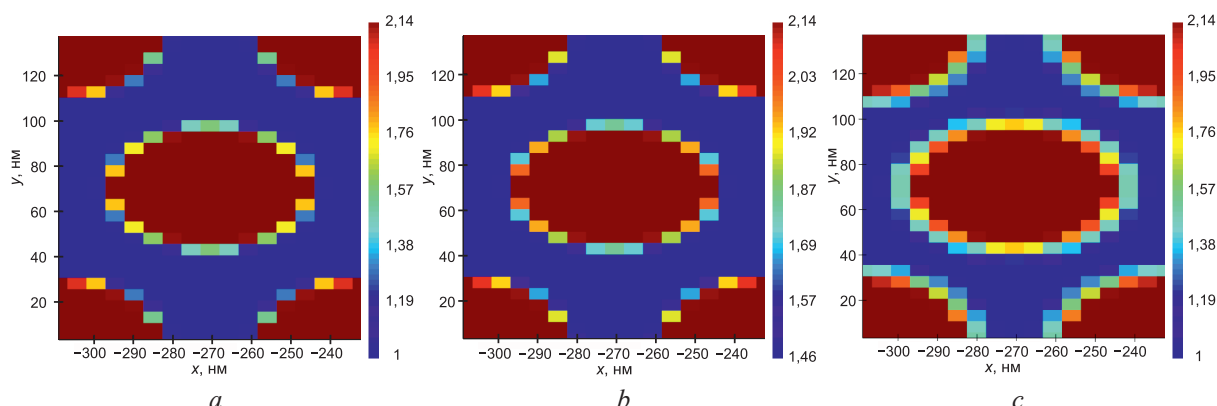


Рис. 2. Распределение показателя преломления в области моделирования биосенсора на основе массива наностолбиков оксида тантала: *a* – без биотина-стрептавидина; *b*, *c* – при неспецифическом и специфическом связывании биотина-стрептавидина соответственно
Fig. 2. Distribution of refractive index in area simulations of biosensor based on an array of niobium oxides nanocolumns: *a* – without biotin-streptavidin; *b*, *c* – with non-specific and specific binding of biotin-streptavidin, respectively

Результаты исследований и их обсуждение

На рис. 3 показан спектр отражения ФК на основе массива наностолбиков оксидов тантала и ниобия с соответствующими металлическими подслоями. Изображено смещение спектра отражения для случаев распределения показателя преломления в воздушной среде при специфическом и неспецифическом связывании. Для биосенсора на основе оксида тантала интенсивность главного пика отражения составила 0,41 отн. ед. на длине волны 353 нм. Интенсивность пика отражения для случая специфического связывания – 0,42 отн. ед. на длине волны 365 нм, при этом

смещение составило 12 нм. Интенсивность пика отражения для случая неспецифического связывания – 0,43 отн. ед. на длине волны 377 нм, смещение – 24 нм.

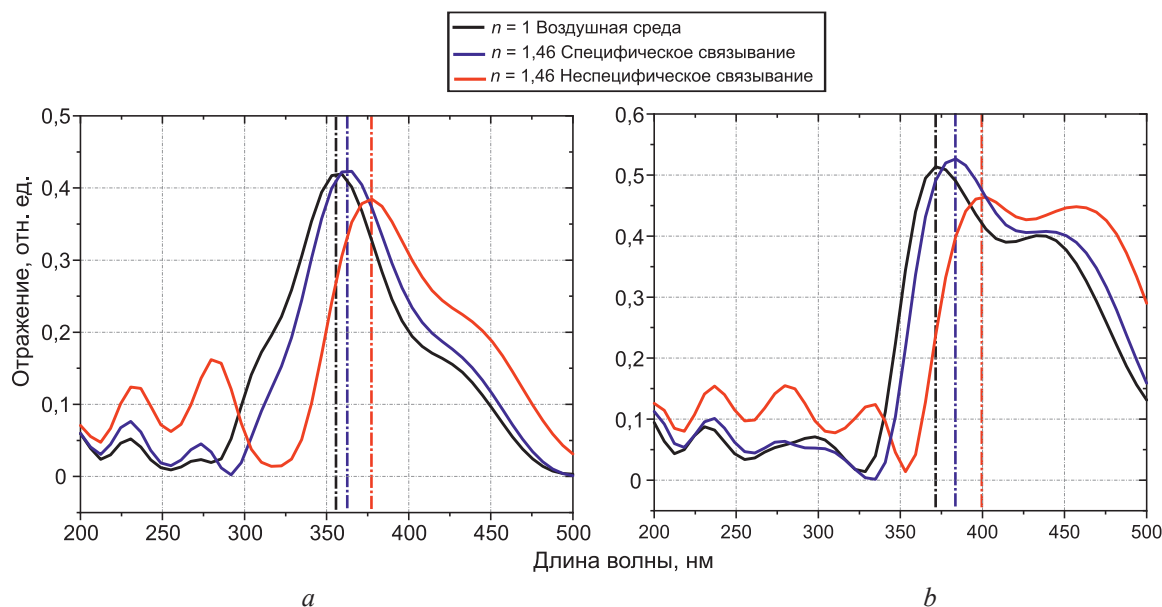


Рис. 3. Спектральные характеристики биосенсора в зависимости от типа связывания на основе фотонных кристаллов массива наностолбиков:

a – оксида тантала с подслоем Ta; *b* – оксида ниобия с подслоем Nb

Fig. 3. Spectral characteristics of a biosensor depending on the type of binding based on photonic crystals of an array of nanopillars:

a – tantalum oxide with a Ta sublayer; *b* – niobium oxide with a Nb sublayer

Полученные результаты моделирования спектра отражения позволяют сделать положительный вывод о возможности использования ФК на основе массива наностолбиков оксида тантала с металлическим подслоем на стекле в качестве оптического биосенсора. Смещение пика отражения на 12 нм для случая специфического связывания и на 24 нм для неспецифического связывания относительно пика отражения для воздушной среды является достаточным для детектирования лабораторным спектрофотометром, а также для определения типа связывания, поскольку между собой пики отличаются как по интенсивности, так и по длине волны. Форма спектра при этом имеет колоколообразный вид, составленный из нескольких пиков отражения. Данный вид спектра, вероятно, связан с совмещением пика отражения от массива наностолбиков и от границы раздела сплошного слоя оксида тантала и металлического подслоя Ta. Спектр отражения ФК на основе массива наностолбиков оксида ниобия с металлическим подслоем имеет более сложный характер: очевидно наличие двух высокоинтенсивных пиков отражения.

Смещение пика отражения, как оптический отклик на изменение показателя преломления среды, рассматривали по пику, приходящемуся на 371 нм с интенсивностью отражения 0,51 отн. ед., поскольку данный пик имеет более выраженный характер. Интенсивность пика отражения для случая специфического связывания составила 0,52 отн. ед. на длине волны 383 нм, смещение – 12 нм. Интенсивность максимума пика отражения для неспецифического связывания составила 0,46 отн. ед. на длине волны 402 нм, смещение – 31 нм. Данный результат моделирования оптических параметров ФК на основе массива наностолбиков оксида ниобия с металлическим подслоем Nb в качестве биосенсора позволяет сделать аналогичные выводы, как и для ФК на основе оксида тантала. Вероятно, вид спектра с двумя пиками связан с сильным отражением от границы раздела сплошного слоя оксида ниобия, совмещенного с массивом наностолбиков и металлического подслоя Nb.

Для оценки влияния металлического подслоя на вид спектра отражения и характеристики биосенсора проводили моделирование ФК на основе оксидных наностолбиков тантала и ниобия без металлического подслоя. При этом толщина сплошной оксидной пленки была увеличена на толщину отсутствующей металлической пленки. Биосенсор представлял собой следующую структуру (сверху вниз): массив оксидных наностолбиков – сплошной оксидный слой – стекло. На рис. 4 показано смещение спектра отражения для случаев распределения показателя пре-

ломления в воздушной среде, при специфическом и неспецифическом связывании на основе ФК массива наностолбиков без металлического подслоя.

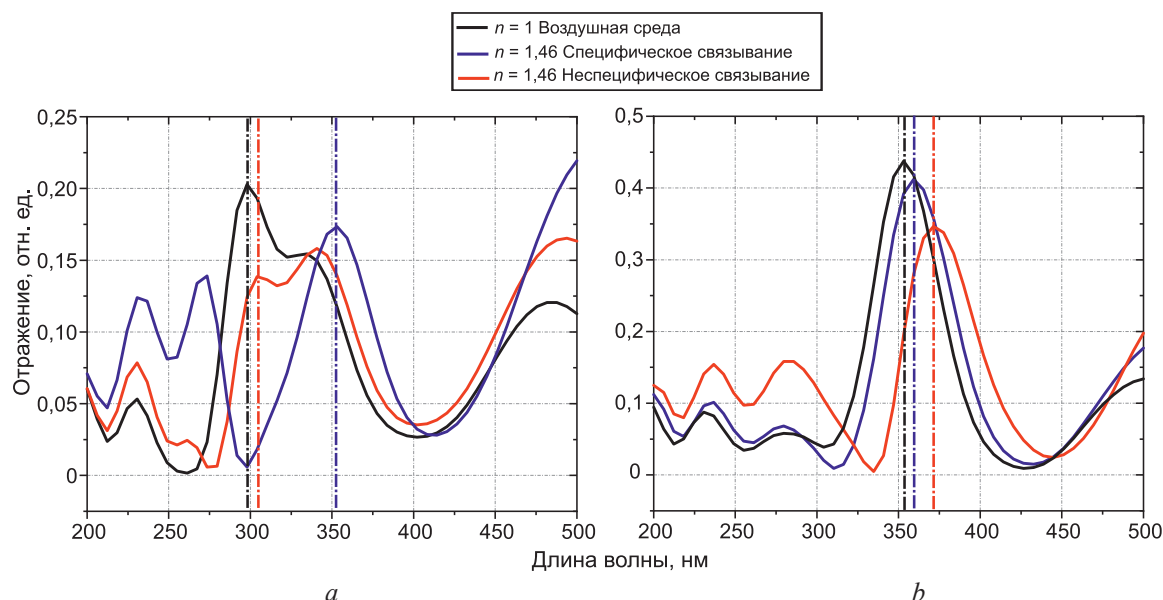


Рис. 4. Спектральные характеристики биосенсора в зависимости от типа связывания на основе фотонных кристаллов массива наностолбиков без металлического подслоя: a – оксида тантала; b – оксида ниобия

Fig. 4. Spectral characteristics of a biosensor depending on the binding type based on photonic crystals of a nanopillar array without a metal sublayer: a – tantalum oxide; b – niobium oxide

Для биосенсора на основе оксида тантала полученный спектр имеет сложный характер для однозначной оценки смещения главного пика отражения, поскольку интенсивность главного пика отражения массива наностолбиков оксида тантала невелика относительно побочных пиков отражения. Следовательно, при изменении показателя преломления среды смещение пиков отражения носит неоднозначный характер, так как наблюдается перераспределение интенсивности пиков отражения. Для ФК на основе массива наностолбиков оксида ниобия ситуация выглядит иначе: наблюдается ярко выраженный главный пик отражения, приходящийся на 353 нм с интенсивностью отражения 0,43 отн. ед. Интенсивность пика отражения для случая специфического связывания составила 0,41 отн. ед. на длине волны 359 нм, смещение – 6 нм. Интенсивность пика отражения для неспецифического связывания составила 0,37 отн. ед. на длине волны 371 нм, смещение – 18 нм.

Вид спектра отражения ФК на основе массива наностолбиков оксида ниобия без остаточного металлического подслоя позволяет однозначно оценить смещение в зависимости от распределения показателя преломления среды, что дает возможность использовать данную конфигурацию биосенсора на основе рассмотренного ФК. При этом удаление металлического подслоя Nb привело к исчезновению побочного пика отражения по сравнению со спектром на рис. 3. Таким образом, удаление металлического подслоя положительно сказалось на спектре отражения для ФК на основе оксида ниобия. Также получение анодированием двухслойной системы Al/Nb массива наностолбиков оксида ниобия без подслоя металла более технологично, поскольку не требуется прецизионного расчета исходной толщины пленки Nb и соответствующих режимов анодирования; здесь только необходимо полностью доокислить пленку Nb по всей толщине. Влияние на итоговый спектр отражения толщины сплошной пленки оксида ниобия в пределах 20 нм незначительно. Для выбранной морфологии ФК на основе оксида тантала присутствие металлического подслоя оказало значительное влияние на итоговый спектр отражения. Следовательно, для практической реализации биосенсора на его основе необходимо либо прецизионно определять исходную толщину пленки Ta, либо полностью изменить морфологию ФК таким образом, чтобы отсутствие металлической пленки не оказывало заметного влияния.

Следует отметить, что применение массива наноструктурированного анодного оксида тантала и ниобия в качестве оптического биосенсора биотина-стрептавидина практически нецелесообразно. Однако полученный результат позволяет допустить применение данной структуры

для детектирования олигонуклеотидов и вирусов путем иммобилизации биоспецифичных групп на поверхности и придания ей тем самым исключительных селективных свойств. При этом показано, что по смещению спектра отражения можно оценить, произошло ли прикрепление искомым биообъектов через специфичные центры или произошла физическая адсорбция на поверхности.

Заключение

1. Путем оптического моделирования фотонного кристалла на основе наноструктурированного анодного оксида тантала и ниобия обоснована возможность его использования в качестве биосенсора биотина-стрептавида. Проведена оценка специфического и неспецифического прикрепления биотина-стрептавида к поверхности массива наностолбиков.

2. При анализе выполненных исследований отмечено следующее:

- выбранная морфология для фотонного кристалла на основе наноструктурированных анодных оксидов ниобия и тантала на стекле, условно сформированных в щавелевой кислоте с расстоянием между наностолбиками 20 нм, диаметром 54 нм и высотой 120 нм, позволяет получить оптический биосенсор с достаточной чувствительностью;
- разница в смещении пика отражения для случаев специфического и неспецифического связывания позволяет проводить оценку по типу прикрепления биообъектов;
- интенсивность главного пика отражения биосенсора на основе оксида тантала с металлическим подслоем Ta составила 0,41 отн. ед. на длине волны 353 нм, смещения пика отражения при распределении показателя преломления 1,46 для специфического и неспецифического связывания – 12 и 24 нм соответственно;
- интенсивность главного пика отражения биосенсора на основе оксида ниобия с металлическим подслоем Nb составила 0,51 отн. ед. на длине волны 371 нм, смещение пика отражения при распределении показателя преломления 1,46 для специфического и неспецифического связывания – 12 и 31 нм соответственно;
- морфология фотонного кристалла на основе наностолбиков оксида тантала без металлического подслоя не позволяет применять данный кристалл в качестве биосенсора;
- интенсивность главного пика отражения биосенсора на основе оксида ниобия без металлического подслоя составила 0,43 отн. ед. на длине волны 353 нм, смещение пика отражения при распределении показателя преломления 1,46 для специфического и неспецифического связывания – 6 и 18 нм соответственно.

3. Исследование осуществлено при финансовой поддержке Государственной программы научных исследований «Конвергенция–2025», задание 3.03.3.

Список литературы

1. Yashaswini, P. R. Performance Analysis of Photonic Crystal Based Biosensor for the Detection of Bio-Molecules in Urine and Blood / P. R. Yashaswini, H. N. Gayathri, P. C. Srikanth // Mater. Today Proc. 2023. Vol. 80, No 3. P. 2247–2254. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.06.192>.
2. Label-Free Detection of DNA Hybridization Using Nanopillar Arrays Based Optical Biosensor / Jem-Kun Chen [et al.] // Sensors and Actuators B: Chemical. 2013. Vol. 194. P. 10–18. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2013.12.071>.
3. Pligovka, A. Properties of Porous Alumina Assisted Niobia Nanostructured Films-Designing 2 D Photonic Crystals Based on Hexagonally Arranged Nanocolumn / A. Pligovka, A. Poznyak, M. Norek // Micromachines. 2021. Vol. 12, No 6. <https://doi.org/10.3390/mi12060589>.
4. Two-Level 3D Column-Like Nanofilms with Hexagonally-Packed Tantalum Fabricated via Anodizing of Al/Nb and Al/Ta Layers – A Potential Nano-Optical Biosensor / A. Pligovka [et al.] // Materials. 2023. Vol. 16, No 3.
5. Гога, А. В. Моделирование оптического биосенсора на основе наноструктурированного анодного оксида ниобия / А. В. Гога // Компьютерное проектирование в электронике: сб. тр. Междунар. науч.-практ. конф., Минск, 28 нояб. 2024 г. Минск: Белор. гос. ун-т информ. и радиоэлек., 2024. С. 112–115.
6. Bloch Boundary Conditions in FDTD and MODE [Electronic Resource]. Mode of access: <https://optics.ansys.com/hc/en-us/articles/360034382714-Bloch-boundary-conditions-in-FDTD-and-MODE>. Date of access: 19.05.2025.
7. Hexagonal GaN Nanorod-Based Photonic Crystal Slab as Simultaneous Yellow Broadband Reflector and Blue Emitter for Phosphor-Conversion White Light Emitting Devices / Suk-Min Ko [et al.] // Scientific Reports. 2020. Vol. 10, No 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-55684-9>.

8. Refractive Index [Electronic Resource]. Mode of access: <https://refractiveindex.info>. Date of access: 19.05.2025.
9. Formation Features, Morphology and Optical Properties of Nanostructures Via Anodizing Al/Nb on Si and Glass / A. Pligovka [et al.] // *Materials Today: Proceedings*. 2021. Vol. 37, No 4. P. A8–A15.

Поступила 31.03.2025

Принята в печать 26.06.2025

References

1. Yashaswini P. R., Gayathri H. N., Srikanth P. C. (2023) Performance Analysis of Photonic Crystal Based Biosensor for the Detection of Bio-Molecules in Urine and Blood. *Mater. Today Proc.* 80 (3), 2247–2254. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.06.192>.
2. Jem-Kun Chen, Gang-Yan Zhou, Chi-Jung Chang, Chih-Chia Cheng (2013) Label-Free Detection of DNA Hybridization Using Nanopillar Arrays Based Optical Biosensor. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 194, 10–18. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2013.12.071>.
3. Pligovka A., Poznyak A., Norek M. (2021) Properties of Porous Alumina Assisted Niobia Nanostructured Films-Designing 2 D Photonic Crystals Based on Hexagonally Arranged Nanocolumn. *Micromachines*. 12 (6). <https://doi.org/10.3390/mi12060589>.
4. Pligovka A., Lazavenka A., Turavets U., Hoha A., Salerno M. (2023) Two-Level 3D Column-Like Nanofilms with Hexagonally-Packed Tantalum Fabricated via Anodizing of Al/Nb and Al/Ta Layers – A Potential Nano-Optical Biosensor. *Materials*. 16 (3).
5. Hoha A. V. (2024) Modeling of Optical Biosensor Based on Nanostructured Anodic Niobium Oxide. *Computer-Aided Design in Electronics: Collection of Papers of the International Scientific and Practical Conference, Minsk, Nov. 28*. Minsk, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics. 112–115 (in Russian).
6. *Bloch Boundary Conditions in FDTD and MODE*. Available: <https://optics.ansys.com/hc/en-us/articles/360034382714-Bloch-boundary-conditions-in-FDTD-and-MODE> (Accessed 19 May 2025).
7. Suk-Min Ko, Joonseok Hur, Chulwon Lee, Isnaeni, Su-Hyun Gong, MinKwan Kim, et al. (2020) Hexagonal GaN Nanorod-Based Photonic Crystal Slab as Simultaneous Yellow Broadband Reflector and Blue Emitter for Phosphor-Conversion White Light Emitting Devices. *Scientific Reports*. 10 (1). <https://doi.org/10.1038/s41598-019-55684-9>.
8. *Refractive Index*. Available: <https://refractiveindex.info> (Accessed 19 May 2025).
9. Pligovka A., Hoha A., Turavets U., Poznyak A., Zakharau Y. (2021) Formation Features, Morphology and Optical Properties of Nanostructures Via Anodizing Al/Nb on Si and Glass. *Materials Today: Proceedings*. 37 (4), A8–A15.

Received: 31 March 2025

Accepted: 26 June 2025

Вклад авторов / Authors' contribution

Авторы внесли равный вклад в написание статьи / The authors contributed equally to the writing of the article.

Сведения об авторах

Гога А. В., асп. каф. микро- и нанoeлектроники, мл. науч. сотр. науч.-исслед. лаб. «Нанofотоника» и науч.-исслед. лаб. «Интегрированные микро- и наносистемы», Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники

Ронишенко Б. В., канд. хим. наук, науч. сотр., Институт физико-органической химии Национальной академии наук Беларуси

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 17 293-88-69
E-mail: a.goga@bsuir.by
Гога Александр Владимирович

Information about the authors

Hoha A. V., Postgraduate of the Department of Micro- and Nanoelectronics, Junior Researcher at the Research Laboratory “Nanophotonics” and Research Laboratory “Integrated Micro- and Nanosystems”, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Ranishenka B. V., Cand. Sci. (Chem.), Researcher, Institute of Physical and Organic Chemistry of National Academy of Sciences of Belarus

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, Brovki St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: +375 17 293-88-69
E-mail: a.goga@bsuir.by
Hoha Aliaksandr Vladimirovich