

Е.Е. Шумская,
(ГО «НПЦ НАН Беларуси по материаловедению», Минск)
Е.Г. Куцкевич, О.А. Алисиенок
(БГТУ, Минск)

ТЕХНОЛОГИЯ СОЗДАНИЯ ЭЛЕМЕНТОВ ГИБКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ НА ОСНОВЕ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ НАНОСТРУКТУР В ПОРАХ ИОННО-ТРЕКОВЫХ МЕМБРАН.

Новые разработки в области робототехники, здравоохранения и безопасности подчеркивают важность создания недорогих, эффективных и простых в использовании датчиков. Задачами для гибкой электроники являются гибкие дисплеи, электронная кожа, биоинтегрированные устройства, аккумуляторы, а также навигационные модули, системы отслеживания тела и контроля положения. Компактность и эргономичность вместе с высокой эффективностью и малой ценой чувствительных элементов становятся важными факторами для успешного использования датчиков. Высокая чувствительность и разрешение, низкое энергопотребление, миниатюризация с высокой степенью интеграции, простота изготовления, достаточная гибкость для установки на искривленных поверхностях, надежность при работе в суровых условиях, высокие характеристики защиты от помех и т. д. также являются основными задачами разработчиков [1].

Достижения в области материаловедения, химических исследований, микроэлектроники позволяют создать новый класс гибких / растягиваемых электронных систем, модулей беспроводной связи и электрохимических биосенсоров. Существует несколько основных принципов работы:

- гибкие электрохимические сенсорные и эпидермальные микрофлюидные («эпифлюидные») технологии [2],
- датчики на основе наноматериалов, работающие с использованием следующих физических эффектов: термоэлектрические, пьезоэлектрические, различные магнитные явления, а также емкостные, резистивные устройства и т. д.) [3],
- датчики деформации преобразуют механическую деформацию в электрический сигнал [4],
- электрофизиологические датчики, также называемые биопотенциальными электродами, регистрируют биоэлектрические сигналы в биологических тканях [5],

температурные сенсоры и т.д.

Для разработки гибких датчиков используются распространенные полимеры: полидиметилсилоксан, полиэтилентерефталат (ПЭТФ), полиэтиленнафталат (ПЭН), бутилкаучук и т. д. Любой полимер, используемый для создания подложки, зависит от области применения, для которой будет использоваться датчик. Электроды являются проводящей частью датчика, которая взаимодействует с рассматриваемым материалом для определения его свойств. Электроды в гибких датчиках разрабатываются из различных видов наночастиц. Размер этих наночастиц варьируется от нанометра до нескольких микрометров в зависимости от типа наноматериала. Наночастицы могут быть разделены на различные типы, такие как нанотрубки, наноленты, нанопластинки, нанопроволоки и т. д. Эти типы различаются по площади поверхности, механическим и термическим свойствам, а также по электропроводности.

Для шаблонного синтеза Ni были использованы ионно-трековые шаблоны из полиэтилентерефталата: толщина $11,8 \pm 0,2$ мкм, флюенс облучения 10^7 см⁻², диаметр пор 500 нм, 2,5*2,5 см. Для создания катодного слоя был выбран метод магнетронного распыления с использованием магнетрона Jeol JFC-1600 (рис. 1). Толщина слоя золота была выбрана до 20 нм, чтобы слой частично выступал за края пор, не закрывая их полностью. На плёнку ПЭТФ закрепляли маску и производили напыление. Для получения образцов осаждение производилось в электрохимической ячейке двухэлектродным способом в потенциостатическом режиме при разности потенциалов 1,5В из электролита: $\text{NiSO}_4 \times 6\text{H}_2\text{O}$, H_3BO_3 , $\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_6$ (pH= 3), температура 25 °С.

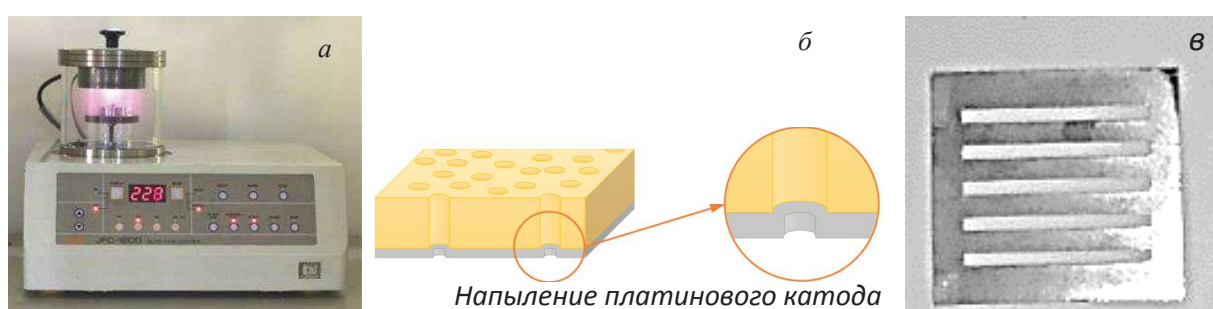


Рисунок 1 – Напыление катодного слоя (а), схема напыления золотой проводящей подложки (б), маска (в)

Морфология синтезированных массивов нанотрубок исследовалась с помощью сканирующего электронного микроскопа (СЭМ, Hitachi TM3030) с возможностью энергодисперсионного анализа BrukerXFlash MIN SVE. Внутренние диаметры нанотрубок определялись с помощью метода газопроницаемости при избыточном

давлении 8–20 кПа с шагом 4 кПа. Рентгеноструктурный анализ проводился на дифрактометре D8 ADVANCE ECO (Bruker, Германия) при использовании излучения $\text{CuK}\alpha$ ($\lambda=1,54060 \text{ \AA}$). Для идентификации фаз было использовано программное обеспечение Bruker AXSDIFFRAC.EVA v.4.2 с международной базой данных ICDD PDF-2.

Основной задачей проводимой экспериментальной работы было установления качества получения рисунка при осаждении нанотрубок в поры полимерных ионно-трековых шаблонов. Рисунок был получен при напылении катодного слоя через трафарет – пластину из алюминия с миллиметровыми прорезями. На рисунке 2а показана полимерная пленка с напыленным катодом и осажденным в поры Ni.

На микрофотографии на сколе (рис. 2 г) видны нанотрубки в порах ПЭТФ пленки. Длина нанотрубок не превышает 8 мкм. С лицевой (рис. 2б) и изнаночной стороны (рис. 2 в) заметна четкая граница раздела металл-полимер.

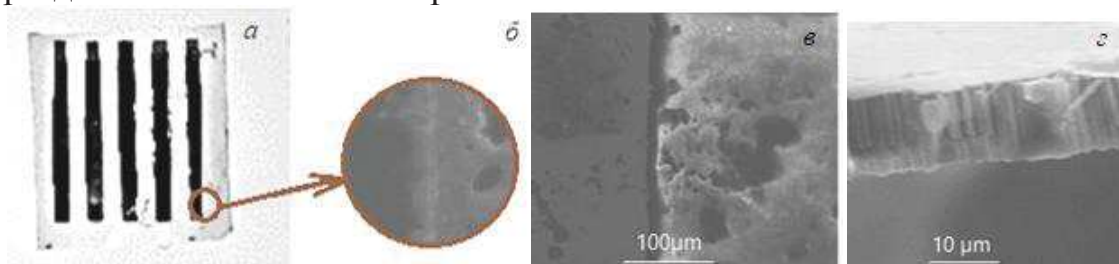


Рисунок 2 – ПЭТФ пленка со слоем катода и осажденным в поры Ni (а), микроснимки образца: лицевая сторона (б), изнаночная сторона (в), скол (г)

Одной из задач исследования было определить точность нанесения катодного слоя через маску. На рисунке 3 представлена микрофотография границы раздела металл-полимер.

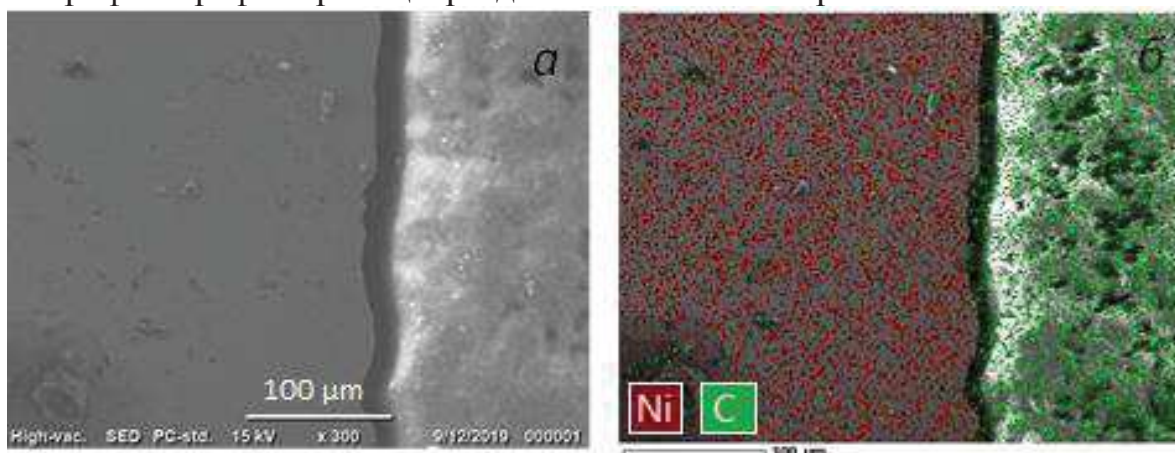


Рисунок 3 – Граница раздела металл-полимер (а), элементный анализ (б)

Можно выделить 4 основные области, встречающиеся по всему образцу (слева –направо): равномерный слой Me, область тени, шлейф катодного слоя, полимер. Таким образом, при напылении возникает шлейф катода слишком тонкий для осаждения. Полученный трехмерный рисунок имеет микронную точность и требуются дополнительные исследования для отработки качественного нанесения рисунка катодного слоя. Тем не менее, осаждение в поры ионно-трековых мембран является хорошо отработанная методика, позволяющая получать повторяемые результаты.

Структурные параметры осажденных нанотрубок были получены методом рентгенофазового анализа. Образцы были исследованы с помощью метода вибрационной магнитометрии (рисунок 4). Никелевые нанотрубки имеют характерную для чистого никеля гранецентрированную кристаллическую решетку. Структурные параметры полученных никелевых нанотрубок свидетельствуют о малом количестве дефектов. Параметр кристаллической решетки несколько отличен от стандартного (3,524 Å). Основное кристаллографическое направление [111], что свидетельствует об основном направлении роста вдоль оси нанотрубки.

Петли гистерезиса отличны для параллельного и перпендикулярного направления магнитного поля относительно оси нанотрубок, что свидетельствует о выраженной магнитной анизотропии образцов, связанной со значительным вкладом кристаллографической анизотропии никеля. Ось легкого намагничивания совпадает с кристаллографическим направлением [111].

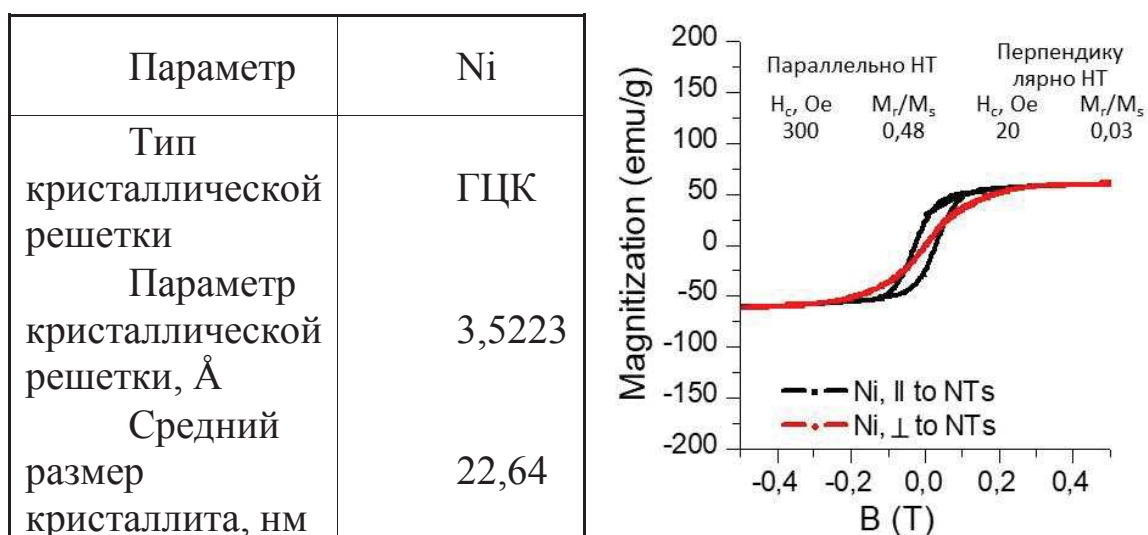


Рисунок 4 – Структурные и магнитные характеристики образца.

Предложенный метод электрохимического осаждения в поры ионно-трековых шаблонов по заданному рисунку позволяет получать

требуемую точность в воспроизведении рисунка, а также синтезировать наноструктуры с заданной морфологией, структурными и физическими свойствами. Обнаруженная при изучении петель гистерезиса анизотропия магнитных свойств позволяет рассматривать полученные элементы в качестве датчиков направления магнитного поля. Такие датчики обладают не только простой конструкцией, но и за счет использования в качестве основы гибкой полиэтилентерефталатовой подложки, могут применяться на подвижных и сложнопрофильных поверхностях.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Z. Han *et al.*, “Artificial Hair-Like Sensors Inspired from Nature : A Review,” vol. 15, pp. 409–434, 2018.
- [2] J. Choi, R. Ghaffari, L. B. Baker, and J. A. Rogers, “Skin-interfaced systems for sweat collection and analytics,” no. February, pp. 1–10, 2018.
- [3] N. Pérez *et al.*, “High-performance giant magnetoresistive sensorics on flexible Si membranes,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 106, no. 15, 2015, doi: 10.1063/1.4918652.
- [4] J. C. Costa, F. Spina, P. Lugoda, L. Garcia-garcia, D. Roggen, and N. Müntenrieder, “Flexible Sensors — From Materials to Applications,” pp. 1–83, 2019, doi: 10.3390/technologies7020035.
- [5] S. Yao, P. Swetha, and Y. Zhu, “Nanomaterial-Enabled Wearable Sensors for Healthcare,” *Adv. Healthc. Mater.*, vol. 7, no. 1, p. 1700889, 2018, doi: 10.1002/adhm.201700889.