

УДК 538.975

DOI: 10.24160/1993-6982-2019-6-64-70

Плазменная технология формирования поверхности электродов кардиостимуляторов из рутения

Ю.В. Мартыненко, В.П. Будаев

Электрокардиостимулятор (ЭКС) — устройство для электростимуляции миокарда, широко применяемое в практике лечения и реабилитации после перенесенных инфарктов и других заболеваний сердца. Важнейшими условиями работы ЭКС являются стабильность передачи энергии в импульсах от ЭКС в сердце и оптимальное согласование параметров ЭКС и электродов кардиостимуляторов.

Электрическая связь электрода с тканью миокарда — в основном емкостная. Для стимуляции миокарда требуется электрический импульс длительностью 100...300 мкс с энергией 1...5 мкДж, при пороге стимуляции 1 В переходная емкость должна быть 2...10 мкФ. В электролите крови у поверхности электрода при подаче на него электрического потенциала возникает двойной электрический слой (ДЭС). Емкостное электрическое сопротивление ДЭС значительно превышает омическое сопротивление. Слой электрически эквивалентен двум последовательно включенным конденсаторам, и его емкость определяется емкостями внутренней плотной и внешней диффузной частей ДЭС. Для улучшения эффективности ЭКС следует увеличить емкость ДЭС. Для этого используются два способа: увеличение площади поверхности электрода с созданием развитой поверхности электрода и повышение адсорбции поверхности специальными покрытиями.

Современные электроды кардиостимуляторов имеют характерный размер неоднородности развитой поверхности ~ 1 мкм, что больше внутреннего плотного слоя ДЭС толщиной менее 1 нм, поэтому для электродов кардиостимуляторов следует снижать размер элементов структуры поверхности вплоть до 1 нм. Подобные структуры типа «пух» получают при обработке материалов плазмой. В НИУ «МЭИ» создана плазменная установка ПЛМ для получения развитой наноструктуры поверхности на металлах, в том числе типа «пух».

Наиболее перспективны электроды из платиновой группы, иридиевое покрытие электродов имеет наименьшее емкостное сопротивление. К платиновой группе элементов относится и рутений Ru. Впервые авторами предложено использовать для покрытия электродов рутений, который является химическим аналогом иридия, но имеет ряд технологических преимуществ. Рутений единственный из элементов естественно присутствует в организме человека. Кроме того, он значительно дешевле иридия.

В установке ПЛМ в плазменном разряде на электроде формируется наноструктурированное покрытие из рутения путем распыления Ru мишенью. Предложена проверка нескольких подходов, включая создание структуры типа «пух» на поверхности титана. Впоследствии на данную структуру можно либо напылять рутений; либо формировать структуру типа «пух» уже на слое напыленного рутения.

Подобные эксперименты позволяют разработать новую технологию изготовления электродов электрокардиостимуляторов с улучшенными характеристиками.

Ключевые слова: плазменная обработка материалов, наноструктура, взаимодействие плазмы с поверхностью, рутений, электрокардиостимуляторы.

Для цитирования: Мартыненко Ю.В., Будаев В.П. Плазменная технология формирования поверхности электродов кардиостимуляторов из рутения // Вестник МЭИ. 2019. № 6. С. 64—70. DOI: 10.24160/1993-6982-2019-6-64-70.

The Plasma Technology for Shaping the Electric Pacemaker Electrode Surfaces Coated with Ruthenium

Yu.V. Martynenko, V.P. Budaev

The electric pacemaker (EP), a device for electrically stimulating the myocardium, is widely used for treating and rehabilitating patients who have suffered heart attacks and other heart diseases. Stable transfer of energy in impulses from the EP to the heart and the optimal coordination between the EP parameters and the pacemaker electrodes are the most important conditions for the EP operation.

The electrode is electrically connected with the myocardium tissue mainly through capacitive coupling. To stimulate the myocardium, an electrical impulse with duration of 100–300 μs and energy of 1–5 μJ is required; with the stimulation threshold equal to 1 V, the coupling capacitance should be equal to 2–10 μF . When an electric potential is applied to the electrode, a double electric layer (DEL) appears in the blood electrolyte at the electrode surface. The DEL's capacitive impedance is significantly higher than its ohmic resistance. The DEL is electrically equivalent to two series-connected capacitors, and its capacitance is determined by the capacitances of the DEL's inner dense part and of its outer diffuse part. To improve the EP efficiency, the DEL capacitance should be increased. To do so, two methods are used: increasing the electrode surface area by extending its surface and increasing the surface adsorption by using special coatings.

The modern pacemaker electrodes have the characteristic size of extended surface inhomogeneity equal to around 1 μm , which is larger than the DEL's inner dense layer thickness, which is less than 1 nm. Therefore, for pacemaker electrodes, the size of the surface structure elements should be reduced down to 1 nm. Such structures of the "fuzz" type can be obtained by processing materials with plasma. A PLM plasma installation intended for obtaining an extended surface nanostructure on metals, including that of the "fuzz" type, has been constructed at the National Research University Moscow Power Engineering Institute.

Electrodes of metals from the platinum group are the most promising ones; the iridium coating of the electrodes has the lowest capacitive impedance. Ruthenium (Ru) also belongs to the platinum group of elements. In this study, ruthenium, an element which is a chemical analog of iridium but having a number of technological advantages, has for the first time been proposed for coating the electrodes. Ruthenium is the only one of these elements that is naturally present in the human body. In addition, ruthenium is significantly cheaper than iridium.

In the PLM installation, a nanostructured coating of ruthenium is produced on the electrode by sputtering Ru by means of a target in plasma discharge. It is proposed to test a few approaches, including that in which a "fuzz" type structure is produced on a titanium surface. After that, ruthenium can be sprayed onto this structure, or a "fuzz" type structure can be produced already on the deposited ruthenium layer.

Such experiments open the possibility to develop a new technology for making the pacemaker electrodes with improved characteristics.

Key words: plasma processing of materials, nanostructure, plasma-to-surface interaction, ruthenium, electric pacemakers.

For citation: Martynenko Yu.V., Budaev V.P. The Plasma Technology for Shaping the Electric Pacemaker Electrode Surfaces Coated with Ruthenium. Bulletin of MPEI. 2019;6:64–70. (in Russian). DOI: 10.24160/1993-6982-2019-6-64-70.

Введение

Электрокардиостимулятор (ЭКС) — устройство для электростимуляции миокарда, широко применяемое в практике лечения и реабилитации после перенесенных инфарктов и других заболеваний сердца [1]. В России устанавливается несколько десятков тысяч ЭКС в год. На рисунке 1 показаны вид электрода и схема вживления его в сердце.

Электрод ЭКС вживляют в ткани сердца обычно в правом предсердии. Положительным электродом является металлический корпус ЭКС с электронной схемой, который помещают в тело человека. Надежная электрокардиостимуляция требуется для передачи

электрического заряда в нервный узел управления сокращением миокарда. Эффективность зависит во многом от оптимальных условий в зоне контакта электрода с тканью миокарда, обеспечивающей протекание тока.

Основные характеристики импульса кардиостимуляции

Полярность	отрицательная
Частота повторений	частота сокращений миокарда
Длительность, мкс	100...1000
Напряжение, В	1,5...10
Ток, мА	1...10
Заряд, мкКл	0,5...5
Энергия, мкДж	1...5

Для передачи формы импульса кардиостимуляции с оптимальной формой следует обеспечить частотный диапазон ЭКС в интервале от 1 до 104 Гц. Одно из важнейших условий стабильной и эффективной работы ЭКС — минимальные потери при передаче энергии в импульсах от ЭКС в сердце.

В электролите, формируемом субстанцией крови у поверхности электрода, при подаче на него электрического потенциала возникает двойной электрический слой (ДЭС). Емкостное электрическое сопротивление ДЭС значительно превышает его омическое сопротивление, поэтому для увеличения эффективности кардиостимуляции необходимо, в первую очередь, уменьшить емкостное сопротивление нагрузки, т. е.

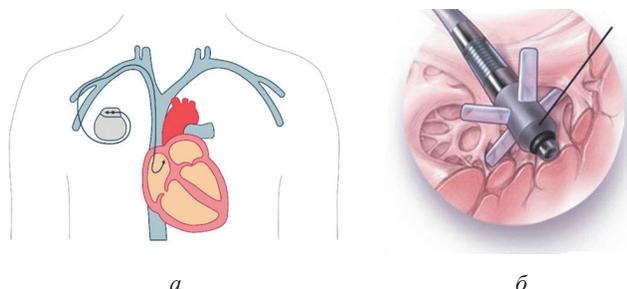


Рис. 1. Схема вживления электрода ЭКС в сердце (а) и его вид (б)

увеличить величину емкости ДЭС. Для стимуляции миокарда требуется электрический импульс с энергией 1...5 мкДж, при пороговом напряжении стимуляции 1 В переходная емкость составит 2...10 мкФ.

Согласно современным представлениям [2], ДЭС состоит из двух частей (рис. 2): плотного слоя (слоя Гельмгольца) 1 у поверхности и диффузного слоя 2. В слое Гельмгольца ионы удерживаются вблизи поверхности раздела металл – электролит и образуют конденсированную часть двойного слоя. Толщина δ данного плотного слоя равна размеру гидратированных ионов ($\delta = 0,3...0,4$ нм), а его диэлектрическая постоянная значительно ниже, чем в объеме раствора. Это обусловлено жесткой ориентацией диполей растворителя в плотном слое как под действием электрического поля электрода, так и в результате их взаимодействия с металлом. Остальные ионы находятся во внешней части ДЭС и распределяются диффузно с постепенно убывающей на длине λ плотностью заряда. В слое Гельмгольца ионы удерживаются не только за счет электростатических сил, но и силами специфической адсорбции.

Двойной электрический слой электрически эквивалентен двум последовательно включенным конденсаторам, его емкость C определяется емкостями слоя Гельмгольца C_1 и внешней диффузной части ДЭС C_2 :

$$1/C = 1/C_1 + 1/C_2.$$

Для повышения эффективности ЭКС следует увеличить емкость ДЭС. Для этого используются два способа: увеличение площади поверхности электрода путем создания развитой поверхности и увеличение адсорбции поверхности специальными покрытиями, что увеличивает емкость слоя Гельмгольца.

На практике развитая поверхность с высокой удельной площадью формируется при нанесении покрытий или обработке поверхности заготовки с применением

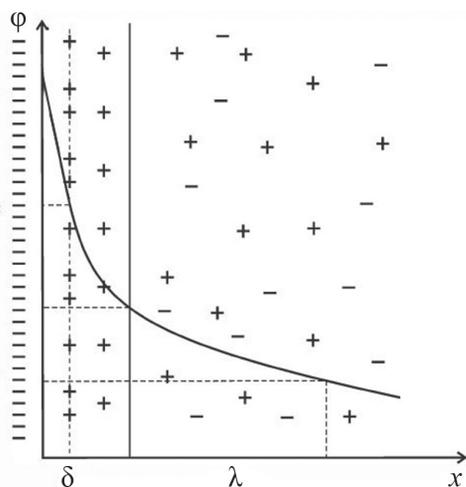
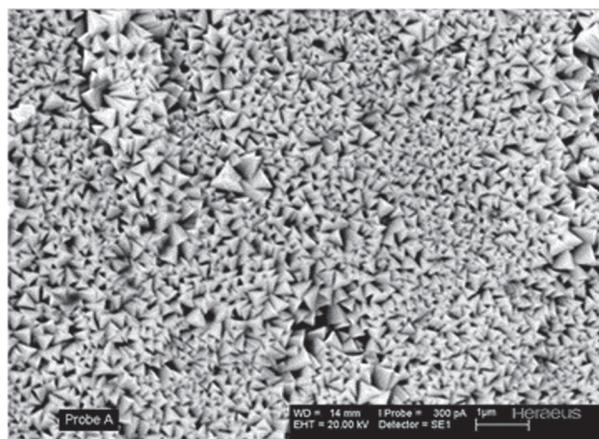


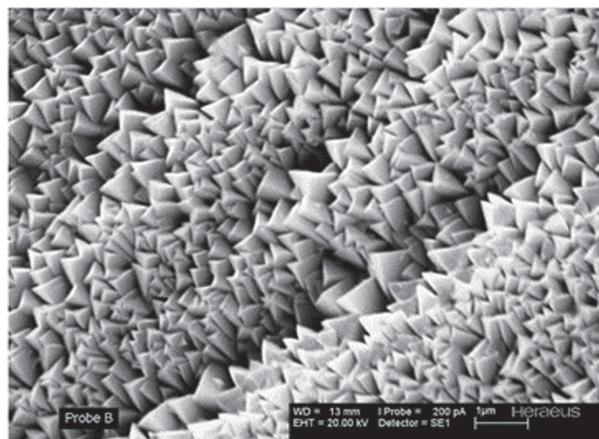
Рис. 2. Схема двойного электрического слоя: δ — слой Гельмгольца; λ — диффузный слой

различных технологий. Применяют технологии электролитического осаждения материалов из раствора на подложку, вакуумного распыления материалов и осаждения их на подложку, распыления ионным пучком, дуговой метод [3]. Примеры указанных поверхностей с высокой удельной площадью из нитрида титана TiN [3] изображены на рис. 3.

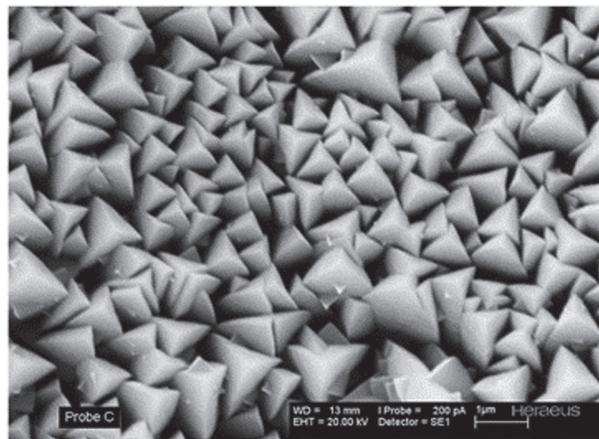
Современные электроды кардиостимуляторов обладают характерным размером неоднородности раз-



а



б



в

Рис. 3. Микрофотографии поверхности при толщине покрытия TiN в 3 (а), 8 (б) и 20 (в) мкм [3]

витой поверхности ~ 1 мкм, что больше внутреннего плотного слоя ДЭС толщиной $\delta < 1$ нм, поэтому для них следует уменьшать размер элементов структуры поверхности вплоть до 1 нм.

В качестве материала покрытия наилучшие показатели имеют элементы платиновой группы (платина Pt и иридий Ir), а также нитрид титана TiN. Иридиевое покрытие обладает малым емкостным сопротивлением и предлагается к использованию в современных ЭКС. Основная характеристика покрытия — комплексное сопротивление контакта электрод – кровь. Частотный спектр модуля относительного комплексного сопротивления (адмиттанса) контакта для ряда покрытий продемонстрирован на рис. 4 [3].

Для высоких частот сопротивление мало для всех покрытий, а при малых частотах различие покрытий очень велико (на рис. 4 сопротивление приведено в логарифмическом масштабе). Наименьшее сопротивление при частотах меньше 10^3 Гц имеет покрытие из иридия, покрытие из нитрида титана следующее по малости в этом ряду.

Преимущества применения рутения для изготовления электродов кардиостимуляторов

Иридиевое покрытие электродов рассматривается в качестве наиболее перспективного для современных электродов, поскольку создает минимальное емкостное сопротивление. Основная функция покрытия — увеличение адгезии положительных ионов, которую определяет электроотрицательность металла [4]. Элементы платиновой группы наиболее родны электрону среди металлов (вольфрам W обладает большой электроотрицательность, однако он не подходит для контакта с кровью). Электроотрицательность по Полингу платины — 2,28, иридия — 2,2, рутения — 2,2. Это свойство определяет перспективу использования элементов платиновой группы для покрытия электро-

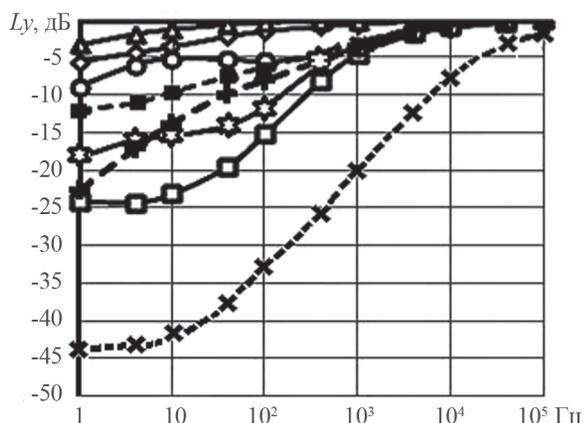


Рис. 4. Частотный спектр модуля относительного адмиттанса (комплексного сопротивления) L_u для ряда покрытий [3]: \diamond — TiN + Ti^{+} ; \square — Ta; \triangle — Ir; \circ — TiN; \times — ZrN; \star — Nb; \blacksquare — Ti + Pt^{+} ; $+$ — Ti

дов ЭКС. В последние годы испытывались покрытия электродов платиной и иридием [5].

Авторы настоящей статьи впервые предлагают использовать для покрытия электродов ЭКС рутений Ru, который ранее не применялся для этих целей и имеет ряд преимуществ.

Рутений — один из аналогов платины и иридия. Он единственный из элементов платиновой группы естественно присутствует в организме человека. В медицине препараты на основе рутения используют в качестве лекарства и диагностических средств. Он значительно дешевле других металлов платиновой группы (дешевле иридия в ~5,5 раз).

Плазменный метод формирования развитой поверхности электродов из рутения

Для повышения эффективности и надежности кардиостимуляции размер структурных неоднородностей поверхности электродов кардиостимуляторов следует уменьшать вплоть до нанометровых масштабов.

В экспериментах на плазменных установках, используемых для испытаний материалов потоками плотной плазмы и температурой от нескольких до десятков эВ, обнаружены эффекты формирования на поверхности материалов наноструктурной стохастической кластеризации [8, 9]. Морфология поверхности материалов после плазменного облучения имеет развитую, пористую топологию, включая формы с признаками иерархичности, не наблюдаемую ранее в плазменных установках с низкотемпературной плазмой и относительно невысокой плотностью плазмы. В публикации [8] говорится, что такая стохастическая кластеризация — результат коллективных эффектов, возникающих в интерфейсных слоях взаимодействия плазмы с поверхностью в условиях сильной неравновесности при высокой плотности плазменно-теплого потока на поверхность, формируемого лишь в специальных условиях на плазменных установках.

Один из эффектов, обнаруженных в подобных опытах, — рост поверхности с наноструктурой типа «пух» из нитевидных структур с диаметром ~ 20...50 нм (рис. 5). Образование подобной структуры происходит при высокой температуре поверхности образца в процессе облучения ионами гелия в диапазоне 30...200 эВ. За 100 мин экспозиции образца может образоваться слой указанной поверхностной структуры толщиной до нескольких микрометров. Механизм образования (нитевидных) наноструктур окончательно не изучен, наиболее реалистичная теоретическая модель роста рассматривает интенсивное движение образующихся атомов по поверхности в условиях мощного действия плазмы на поверхность [10].

Исходя из экспериментальных результатов, представляется перспективной разработка технологии получения структуры типа «пух» на поверхности электродов кардиостимуляторов. Для данной технологии на плазменной установке ПЛМ [11, 12] (рис. 6) авторы

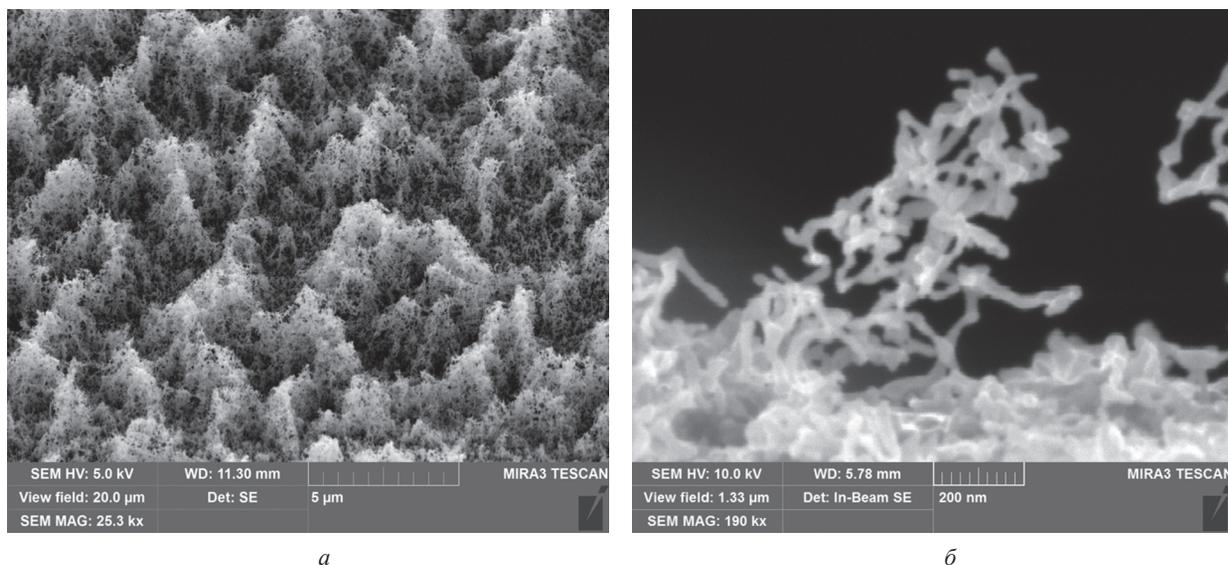


Рис. 5. Микрофотографии поверхности (а) и нановолокна размером 20 нм (б) наноструктуры типа «пух» на поверхности вольфрама, сформированной в гелиевом разряде в установке ПЛМ

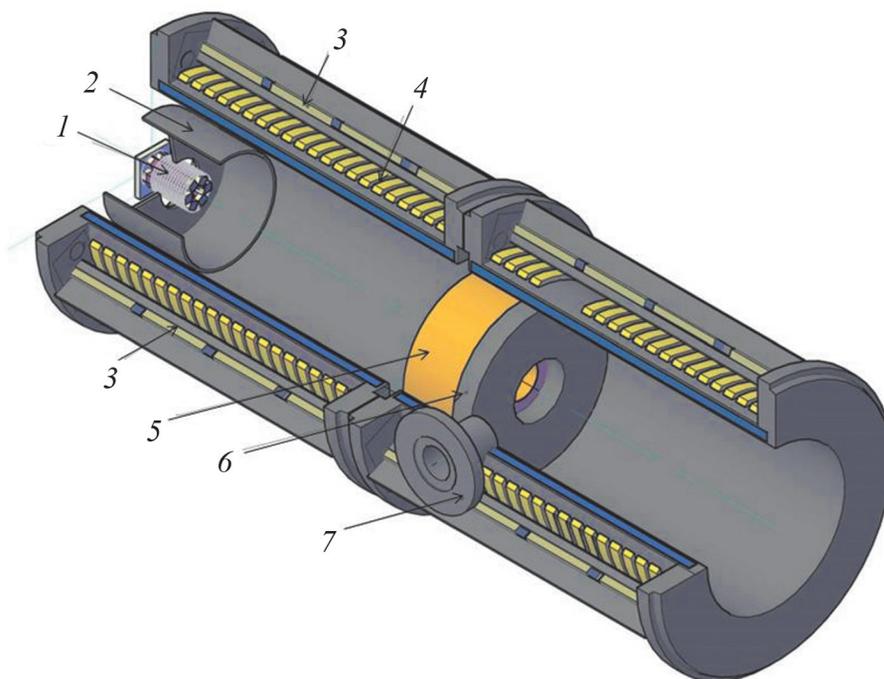


Рис. 6. Схема разрядной камеры плазменной установки ПЛМ:

1 — катод; 2 — экран катода; 3 — постоянные магниты; 4 — соленоид продольного магнитного поля; 5 — медный анод; 6 — стальное кольцо анода; 7 — диагностическое окно

планируют наносить покрытие из рутения, обеспечивая распыление в плазме мишени из рутения и пересаджение на макетную подложку (изготовленную из материалов, используемых для электродов ЭКС) распыленного материала. Указанная схема пересаджения обеспечит условие роста наноструктурной поверхности типа «пух».

Опыты в линейных плазменных установках [13 — 15] проходят с нанесением покрытий типа наноструктур-

ный «пух» на вольфрам, молибден, тантал, железо, титан.

Предложен новый подход к разработке технологии формирования наноструктурированной поверхности электродов — создание методом плазменной обработки структуры типа «пух» из рутения на поверхности электрода, изготовленного из металла, применяемого в медицинской промышленности для изготовления электродов ЭКС. Рекомендована основа электрода из тита-

на, поскольку этот металл используется в большинстве технологий для производства электродов ЭКС.

Использованы следующие технологические методы для выработки наиболее оптимального процесса изготовления электрода с наноструктурированной поверхностью из рутения.

1. Создание наноструктуры типа «пух» на исходном материале (титане) с дальнейшим напылением на эту структуру рутения. При этом толщина покрытия рутением не должна превышать расстояния между волосками структуры (~ 30 нм), чтобы сохранить структуру «пуха» на поверхности.

2. Напыление на исходную деталь из титана (нанесение химическим методом) слоя рутения толщиной более 10 мкм с последующим формированием на поверхности рутения структуры типа «пух» в плазменном разряде.

3. Образование структуры типа «пух» путем облучения поверхности подложки ионами гелия и одновременным напылением рутения.

В работах [14, 15] показано, что осаждение атомов металла во время облучения ионами гелия приводит к ускоренному образованию структуры «пуха». При таком процессе скорость роста толщины «пуха» растет экспоненциально со временем, а плотность «пуха» убывает, достигая плотности на три порядка меньше плотности твердого материала. Это вызвано механизмом преимущественного осаждения атомов на более выступающих волокнах, ведущим к их быстрому росту. Таким образом, существует возможность регулировки пористости структуры и оптимизации ее для целей формирования поверхности электродов ЭКС. Описанный метод представляется наиболее перспективным.

Литература

1. Шальдах М. Электрокардиотерапия. СПб.: Изд-во Северо-Запад, 1992.
2. Двойной электрический слой. Физический энциклопедический словарь. М.: Советская энциклопедия, 1960.
3. Обрезков О.И. и др. Исследование электрохимических свойств тонкопленочных материалов для покрытий электродов кардиостимуляторов // Медицинская техника. 2018. Т. 311. № 5. С. 1—4.
4. Иконникова К.В., Иконникова Л.Ф., Минакова Т.С., Саркисов Ю.С. Теория и практика pH-метрического определения кислотно-основных свойств поверхности твердых тел. Томск: Изд-во Томского политехн. ун-та, 2011.
5. Cardiac Pacing for the Clinician. Springer Sci. and Business Media LLC, 2008.
6. Раевская М.В., Соколовская Е.М. Физикохимия рутения и его сплавов. М.: Изд-во МГУ, 1979.
7. Seddon E.A., Seddon K.R. The Chemistry of Ruthenium. Amsterdam: Elsevier Sci., 1984.

Перечисленные подходы планируется проверить в экспериментах на плазменной установке ПЛМ [11, 12]. На подложку из титана размером 5×5×1 мм в плазменном гелиевом разряде будет нанесено покрытие из рутения. Параметры плазмы в разряде: $T_e = 2...5$ эВ; $n_e = (1...5) \cdot 10^{12}$ см⁻³. Полученные образцы после микроскопического анализа подвергнутся исследованию методами испытаний электродов ЭКС [3], в том числе, будет выполнено измерение частотного спектра модуля относительного комплексного сопротивления, исследование электрохимических свойств и испытание на биосовместимость.

Заключение

Представлено создание наноструктуры типа «пух», состоящей из волокон с размером ~ 20 нм, на поверхности электродов. Впервые предложено использовать для покрытия электродов рутений Ru, который является химическим аналогом иридия и обладает рядом преимуществ для технологического применения.

На установке ПЛМ (НИУ «МЭИ») при плазменной обработке в гелиевом разряде вольфрамовой мишени получены материалы с поверхностью типа «пух» с размером нитевидных структур 20...50 нм. На ней же планируется проведение экспериментов, направленных на создание новых покрытий из рутения для электродов ЭКС. Будут использованы различные комбинации плазменного облучения ионами гелия и напыления рутения для получения оптимальной поверхности электродов. Подобные эксперименты открывают возможность создания новой технологии изготовления электродов электрокардиостимуляторов с рутениевой наноструктурированной поверхностью для обеспечения повышенной эффективности и надежности ЭКС.

References

1. Shal'dakh M. Elektrokardioterapiya. SPb.: Izd-vo Severo-Zapad, 1992. (in Russian).
2. Dvoynoy Elektricheskiy Sloy. Fizicheskiy Entsiklopedicheskiy Slovar'. M.: Sovetskaya Entsiklopediya, 1960. (in Russian).
3. Obrezkov O.I. i dr. Issledovanie Elektrokhimicheskikh Svoystv Tonkoplenochnykh Materialov dlya Pokrytiy Elektrodov Kardiostimulyatorov. Meditsinskaya Tekhnika. 2018;311;5:1—4. (in Russian).
4. Ikonnikova K.V., Ikonnikova L.F., Minakova T.S., Sarkisov Yu.S. Teoriya i Praktika pH-metricheskogo Opredeleniya Kislotno-osnovnykh Svoystv Poverkhnosti Tverdykh Tel. Tomsk: Izd-vo Tomskogo Politekhn. Un-ta, 2011. (in Russian).
5. Cardiac Pacing for the Clinician. Springer Sci. and Business Media LLC, 2008.
6. Raevskaya M.V., Sokolovskaya E.M. Fizikokhimiya Ruteniya i Ego Splavov. M.: Izd-vo MGU, 1979. (in Russian).
7. Seddon E.A., Seddon K.R. The Chemistry of Ruthenium. Amsterdam: Elsevier Sci., 1984.

8. **Budaev V.P.** Stochastic Clustering of Material Surface Under High-heat Plasma Load // Phys. Lett. A. 2017. V. 381. No. 43. Pp. 3706—3713.

9. **Будаев В.П.** Результаты испытаний вольфрамовых мишеней дивертора при мощных плазменно-тепловых нагрузках, ожидаемых в ИТЭР и токамаках реакторного масштаба (обзор) // Вопросы атомной науки и техники. Серия «Термоядерный синтез». 2015. Т. 38. № 4. С. 5—33.

10. **Мартыненко Ю.В., Нагель М.Ю.** Модель образования «пуха» на поверхности вольфрама // Физика плазмы. 2012. Т. 38. № 12. С. 1082—1086.

11. **Будаев В.П. и др.** Плазменная установка НИУ «МЭИ» для испытаний тугоплавких металлов и создания высокопористых материалов нового поколения // Вопросы атомной науки и техники. Серия «Термоядерный синтез». 2017. Т. 40. № 3. С. 23—36.

12. **Budaev V.P. et al.** Plasma Device for Material Surface Treatment by High-heat Plasma // J. Physics. Conf. Series. 2018. V. 1115. Pp. 032023—032026.

13. **Kajita S., Sakaguchi W., Ohno N., Yoshida N., Saeki T.** Formation Process of Tungsten Nanostructure by the Exposure to Helium Plasma Under Fusion Relevant Plasma Conditions // Nucl. Fusion. 2009. V. 49. No. 9. P. 095005.

14. **Kajita S., Kawaguchi S., Ohno N., Yoshida N.** Enhanced Growth of Large-scale Nanostructures with Metallic Ion Precipitation in Helium Plasmas // Sci. Rep. 2018. V. 8(1). P. 56.

15. **Kajita S., Kawaguchi S., Ohno N., Yoshida N.** Morphologies of CO-depositing We Layer Formed During the Plasma Irradiation // Nucl. Fusion. 2018. V. 58. P. 106002.

8. **Budaev V.P.** Stochastic Clustering of Material Surface Under High-heat Plasma Load. Phys. Lett. A. 2017; 381;43:3706—3713.

9. **Budaev V.P.** Rezul'taty Ispytaniy Vol'framovykh Misheney Divertora pri Moshchnykh Plazmenno-teplovyykh Nagruzkakh, Ozhidaemykh v ITER i Tokamakakh Reaktornogo Masshtaba (Obzor). Voprosy Atomnoy Nauki i Tekhniki. Seriya «Termoyadernyy Sintez». 2015;38;4: 5—33. (in Russian).

10. **Martynenko Yu.V., Nagel' M.Yu.** Model' Obrazovaniya «Pukha» na Poverkhnosti Vol'frama. Fizika Plazmy. 2012;38;12:1082—1086. (in Russian).

11. **Budaev V.P. i dr.** Plazmennaya Ustanovka NIU «MEI» dlya Ispytaniy Tugoplavkikh Metallov i Sozdaniya Vysokoporistykh Materialov Novogo Pokoleniya. Voprosy Atomnoy Nauki i Tekhniki. Seriya «Termoyadernyy Sintez». 2017;40;3:23—36. (in Russian).

12. **Budaev V.P. et al.** Plasma Device for Material Surface Treatment by High-heat Plasma. J. Physics. Conf. Series. 2018;1115:032023—032026.

13. **Kajita S., Sakaguchi W., Ohno N., Yoshida N., Saeki T.** Formation Process of Tungsten Nanostructure by the Exposure to Helium Plasma Under Fusion Relevant Plasma Conditions. Nucl. Fusion. 2009;49;9:095005.

14. **Kajita S., Kawaguchi S., Ohno N., Yoshida N.** Enhanced Growth of Large-scale Nanostructures with Metallic Ion Precipitation in Helium Plasmas. Sci. Rep. 2018;8(1):56.

15. **Kajita S., Kawaguchi S., Ohno N., Yoshida N.** Morphologies of CO-depositing We Layer Formed During the Plasma Irradiation. Nucl. Fusion. 2018;58:106002.

Сведения об авторах:

Мартыненко Юрий Владимирович — доктор физико-математических наук, главный научный сотрудник НИЦ «Курчатовский институт», e-mail: martyn907@yandex.ru

Будаев Вячеслав Петрович — доктор физико-математических наук, профессор кафедры общей физики и ядерного синтеза НИУ «МЭИ», ведущий научный сотрудник НИЦ «Курчатовский институт», e-mail: budaev@mail.ru

Information about authors:

Martynenko Yuriy V. — Dr.Sci. (Phys.-Math.), Chief Researcher of NRC «Kurchatov Institute», e-mail: martyn907@yandex.ru

Budaev Vyacheslav P. — Dr.Sci. (Phys.-Math.), Professor of General Physics and Nuclear Fusion Dept., NRU MPEI, Leading Researcher of NRC «Kurchatov Institute», e-mail: budaev@mail.ru

Работа выполнена при поддержке: Российского научного фонда (грант № 17-19-01469)

The work is executed at support: Russian Science Foundation (grants No. 17-19-01469)

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов

Conflict of interests: the authors declare no conflict of interest

Статья поступила в редакцию: 18.01.2019

The article received to the editor: 18.01.2019