Плазменная технология формирования поверхности электродов кардиостимуляторов из рутения

1Мартыненко Ю.В., 1,2Будаев В.П.

1НИЦ «Курчатовский институт», г. Москва, Россия
2Национальный исследовательский университет «МЭИ», г. Москва, Россия,
 budaev@mail.ru

Электрокардиостимулятор (ЭКС) – устройство для электростимуляции миокарда, широко применяется в практике лечения и реабилитации после перенесенных инфарктов и других заболеваний сердца [1]. Одним из важнейших условий работы ЭКС является стабильность передачи энергии в импульсах от ЭКС в сердце и оптимальное согласование параметров ЭКС и электродов кардиостимуляторов. Электрическая связь электрода с тканью миокарда является в основном ёмкостной, поэтому необходимо максимально уменьшить ёмкостное сопротивление$.$ Для стимуляции миокарда требуется электрический импульс длительностью 100 – 300 мкс с энергией 1 – 5 мкДж, при пороге стимуляции 1 В переходная ёмкость должна быть 2 – 10 мкФ. В электролите крови у поверхности электрода при подаче на него потенциала возникает двойной электрический слой (ДЭС). Ёмкостное электрическое сопротивления ДЭС значительно превышает омическое сопротивление. ДЭС электрически эквивалентен двум последовательно включенным конденсаторам, и его ёмкость определяется ёмкостью внутренней плотной частью ДЭС и ёмкостью внешней диффузной части ДЭС. Для улучшения эффективности необходимо увеличить ёмкость ДЭС. Для этого используются два способа – (1) увеличение площади поверхность электрода, создавая развитую поверхность электрода и (2) увеличение адсорбции поверхности специальными покрытиями. Современные электроды кардиостимуляторов имеют характерный размер неоднородности развитой поверхности ~1 мкм, что меньше внутреннего плотного слоя ДЭС толщиной менее 1 нм. Поэтому для электродов кардиостимуляторов следует уменьшать размер элементов структуры поверхности вплоть до 1 нм. Такие структуры типа «пух» можно получать при плазменной обработке материалов плазмой. В НИУ «МЭИ» создана плазменная установка [2] для получения развитой наноструктуры поверхности на металлах, в том числе типа «пух».

В настоящее время наиболее перспективными рассматриваются электроды из платиновой группы (платина Pt и иридий Ir), иридиевое покрытие имеет малое ёмкостное сопротивление. К платиновой группе элементов относится рутений Ru. Мы впервые предлагаем использовать для покрытия электродов рутений Ru, который является химическим аналогом иридия, но имеет ряд преимуществ для технологии. Рутений единственный из этих элементов естественно присутствует в организме человека. Кроме того, рутений значительно дешевле иридия. В установке ПЛМ [2] (НИУ «МЭИ») в плазменном разряде на электроде будет формироваться наноструктурированное покрытие из рутения распылением Ru мишени. Предлагается проверить несколько подходов, включая создание структуры типа «пух» на поверхности титана и впоследствии на эту структуру напылять рутений; либо формировать структуру типа «пух» на слое напыленного рутения. Такие эксперименты открывают возможность разработать новую технологию изготовления электродов электрокардиостимуляторов с улучшенными характеристиками.

Работа поддержана грантом РНФ 17-19-01469.

Литература

1. Шальдах М. Электрокардиотерапия. Санкт-Петербург. Изд. «Северо-Запад». 1992.
2. Будаев В.П., Федорович С.Д., Мартыненко Ю.В. и др. ВАНТ сер. Термоядерный синтез, 40, 3, 23 (2017.