

# ПРИМЕНЕНИЕ ПЛАЗМЕННЫХ И ИОННОЛУЧЕВЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ДЛЯ ПРОИЗВОДСТВА ПОКРЫТИЙ НА ЭЛЕКТРОДЫ КАРДИОСТИМУЛЯТОРОВ

## APPLICATION OF PLASMA AND ION-BEAM TECHNOLOGIES FOR COATING CARDIAC PACEMAKER ELECTRODES

О.И. Обрезков<sup>1</sup>, В.А. Базылев<sup>1</sup>, Ю.В. Мартыненко<sup>1,2</sup>, М.Ю. Нагель<sup>1</sup>

O.I. Obrezkov<sup>1</sup>, V.A. Bazylev<sup>1</sup>, Yu.V. Martynenko<sup>1,2</sup>, M.Yu. Nagel<sup>1</sup>

<sup>1</sup>НИЦ «Курчатовский институт», площадь Курчатова 2, г. Москва,

<sup>2</sup> НИИЯУ МИФИ, Каширское шоссе 31, г. Москва,

Electrochemical characteristics of cathodes of pacemakers with TiN, Pt and Ir coatings, as well as cathodes with TiN coating implanted with Pt and Ir ions were studied. The best results were obtained by cathodes with Pt and Ir coatings. Ion implantation improves TiN coating, and brings its characteristics closer to those of Pt and Ir coatings.

Эндокардиальная электростимуляция – метод лечения заболеваний, связанных с аритмией сокращения миокарда, начал развиваться с 60 годов прошлого столетия и широко применяется в настоящее время. Для стимуляции сердечных сокращения на вживляемый в миокарду катод подаются отрицательные импульсы напряжения, см. рис.1 и таблицу 1.

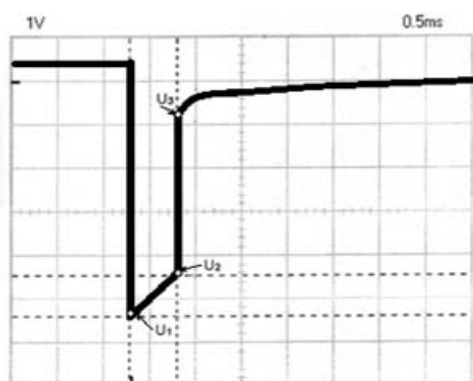
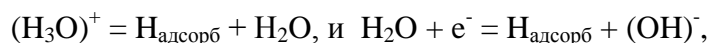


Рис. 1 – Форма импульса напряжения электрокардиостимуляции

Таблица 1 Основные показатели импульсов электрокардиостимуляции

Полярность импульса стимуляции	отрицательная
Частота повторений импульса	частота сокращений миокарда
Длительность импульса стимуляции, мкс	1000-300
Напряжение в импульсе, В	1,5-10
Ток в импульсе, мА	1-10
Проходящий в миокард заряд в импульсе, мкКл	0,5-5
Энергия импульса стимуляции, мкДж	2-10

Основной задачей электродов кардиостимулятора является передача импульса тока в ткань миокарда с наименьшими потерями. Кровь и межклеточная жидкость являются электролитом, поскольку содержат ионы, основные  $\text{Na}^+$  и  $\text{Cl}^-$ . При подачи на электрод потенциала у его поверхности скапливаются ионы противоположного знака и образуют двойной электрический слой (ДЭС), который имеет электрическую ёмкость  $C$ . Поскольку в процессе импульса напряжения происходит накопление заряда у поверхности электрода, то ёмкость меняется со временем  $C(t)$  в процессе импульса. Кроме того на поверхности электрода происходят электрохимические реакции. У катода:



в результате которых через ДЭС течёт ток Фарадея, и имеется омическое сопротивление Фарадея  $R_f$ , которое тоже зависит от напряжения в ДЭС, и, следовательно, от времени. Для управления режимом стимуляции используется режим «автозахвата», при котором электроды кардиостимулятора регистрируют электрическую активность сердца. Для этого требуется быстрая деполяризация электродов после окончания подаваемого импульса.

Было обнаружено существенное влияние свойств поверхности имплантируемых в сердце электродов на передачу тока в миокарду и на процесс поляризации. Покрытия рабочих поверхностей электродов различными материалами позволили влиять на эффективность передачи стимулирующего электрического заряда в ткань, а так же на чувствительность при детекции электрических потенциалов ответных реакций человеческого организма на электрокардиостимуляцию. Наиболее используемыми покрытиями катодов являются покрытия  $\text{TiN}$ ,  $\text{Pt}$  и  $\text{Ir}$ . В данной работе помимо покрытий наносимых плазменными методами, магнетронным напылением и дуговым испарителем, использовалась имплантация ионов  $\text{Pt}$  и  $\text{Ir}$  в нитрид титана.

Для оценки работы электродов кардиостимулятора использовались амплитудно фазовые частотные характеристики (АФЧХ). Измерения проводились на модельных катодах с соответствующими покрытиями при работе в физрастворе по схеме приведенной на рис.2.

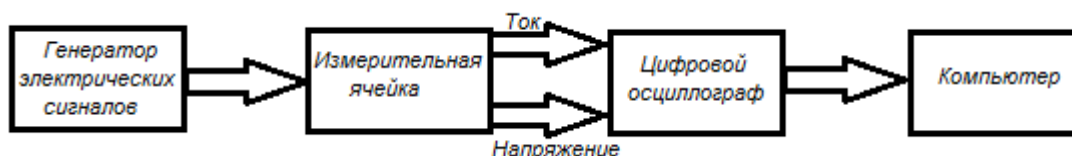


Рис. 2 – Блок схема измерений электрохимических показателей покрытий

Образцы с покрытием платиной и иридием имели толщину от 1,5-3 мкм и покрытия наносились магнетронным методом. Покрытия нитридом титана толщиной 2-3 мкм создавались стационарной дугой. Легирование покрытия TiN благородными металлами производилось импульсным пучком ионов от источника ионов типа MEVVA с ускоряющим напряжением 25-35 кВ. Доза облучения образцов ионным пучком варьировалась от  $10^{17} \div 3 \cdot 10^{17}$  ион/см<sup>2</sup>, при скорости её набора порядка  $10^{14}$  ион/(с\*см<sup>2</sup>).

Определение показателя остаточной поляризации показало, что покрытия платиноидами имеют самые низкие значения, в сравнении с покрытиями нитрида титана. Модификация поверхности нитрида титана путем легирования их высокоэнергетическими ионами благородных металлов дали улучшение показателей этого материала и приблизили его результирующие свойства к покрытиям благородными металлами. На рисунках 3 и 4 показаны результаты измерений эффективности передачи энергии и напряжения остаточной поляризации гармонических сигналов напряжения для покрытия чистого нитрида титана и легированного ионами благородных металлов, а так же для покрытий чистыми благородными металлами. Эффективность передачи энергии в активную нагрузку цепи определяется как  $\eta_n = R_{\text{ц}}|Y_n|$ , где  $R_{\text{ц}}$  – сопротивление внешней цепи,  $|Y_n|$  – адмитанс цепи на n гармонике.

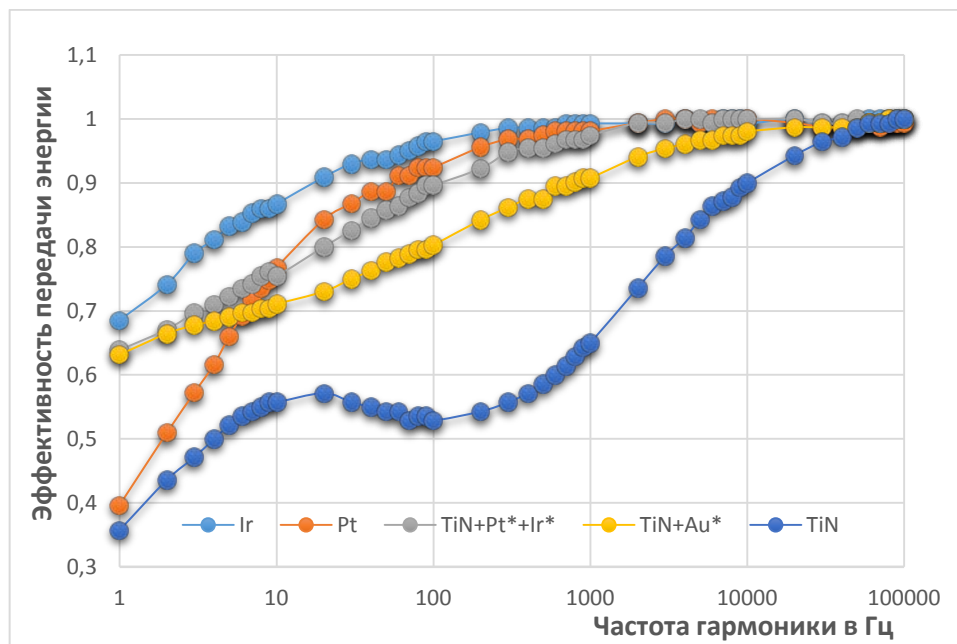


Рис. 3 – Эффективность передачи энергии гармонических сигналов в ДЭС на образцах с покрытиями TiN, Pt, Ir, легированных ионами благородных металлов

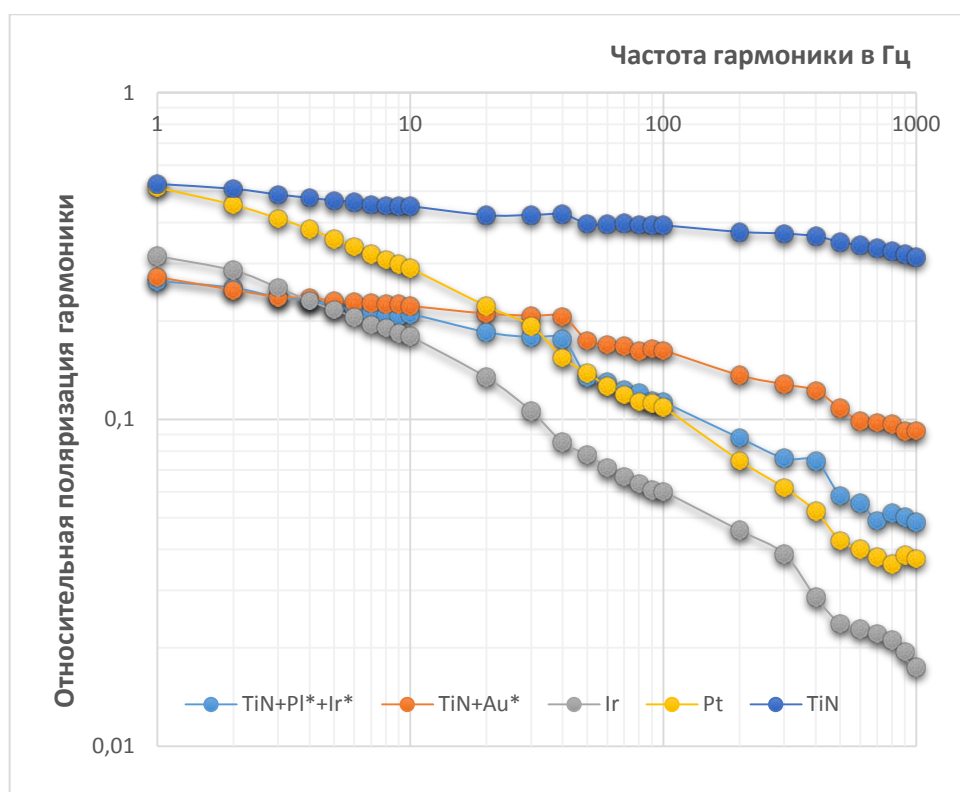


Рис. 4 – Остаточная поляризация гармонических сигналов в ДЭС на образцах с покрытиями TiN, Pt, Ir, легированных ионами благородных металлов

Из приведенных экспериментальных результатов видно, что легирование нитрида титана ионами благородных металлов приближает электрохимические свойства модифицированных покрытий к свойствам покрытий чистых благородных металлов. Этот результат указывает на способ и направление воздействия на электрофизические свойства тонкопленочных материалов покрытий эндокардиальных электродов.