

УДК 53.06, 53.083

DOI: 10.51368/2307-4469-2023-11-5-455-464

EDN: YICRXH

PACS: 68.70.+w



Методика измерений свойств кардиоэлектродных покрытий, осаждаемых плазменными методами

О. И. Обрезков, М. Ю. Нагель, Ю. В. Мартыненко, Ю. И. Рукина

Представлена методика измерений свойств покрытий кардиоэлектродов, осаждаемых плазменными методами. Методика измерений позволяет определять эффективность передачи заряда, импеданс, время деполяризации, а также нелинейные зависимости этих характеристик от подаваемого потенциала и длительности импульса. Покрытия, наносимые плазменными методами, имеют развитую поверхность (эффективную площадь S_{eff} превышающую площадь геометрической поверхности S). Описанная методика позволяет определить параметр S_{eff}/S . Поверхность электродов исследовалась с помощью растровой электронной и атомно-силовой микроскопии, значения S_{eff}/S , полученные при этих исследованиях, сопоставляются с измеренными значениями S_{eff}/S .

Ключевые слова: кардиостимулятор, электроды, двойной электрический слой, импеданс, эффективная площадь поверхности.

Введение

Эндокардиальная электростимуляция – метод лечения заболеваний, связанных с аритмией сокращения миокарда, начал развиваться с 60-х годов прошлого столетия и широко применяется в настоящее время [1, 2].

Для стимуляции сердечных сокращения на вживляемый в миокард катод подаются отрицательные импульсы напряжения, см. рис. 1 и таблицу.

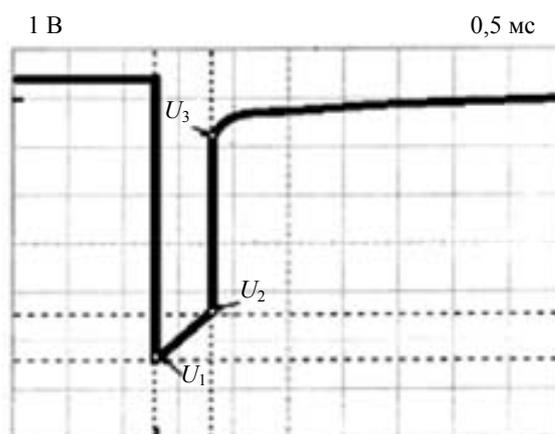


Рис. 1. Форма импульса напряжения кардиостимуляции

Обрезков Олег Иосифович¹, нач. лаборатории, к.т.н.

E-mail: olio25845@mail.ru

Нагель Михаил Юрьевич¹, н.с., к.ф.-м.н.

E-mail: mifst04nmy@mail.ru

Мартыненко Юрий Владимирович¹, гл.н.с., д.ф.-м.н.

E-mail: martyn907@yandex.ru

Рукина Юлия Игоревна², студентка.

E-mail: rukina_yuliya@mail.ru

¹ НИЦ «Курчатовский институт».

Россия, 123182, Москва, пл. Академика Курчатова, 1.

² Национальный ядерный исследовательский университет МИФИ.

Россия, 115409, Москва, Каширское шоссе, 31.

Статья поступила в редакцию 10.07.2023

После доработки 21.08.2023

Принята к публикации 18.09.2023

© Обрезков О. И., Нагель М. Ю., Мартыненко Ю. В.,
Рукина Ю. И., 2023

Основной задачей электродов кардиостимулятора является передача импульса тока в ткань миокарда с наименьшими потерями. Кровь и межклеточная жидкость являются

электролитом, поскольку содержат ионы, основные Na^+ и Cl^- . При подаче на электрод потенциала у его поверхности скапливаются ионы противоположного знака и образуют двойной электрический слой (ДЭС), который имеет электрическую ёмкость, см. рис. 2 [3].

Таблица 1

Основные характеристики импульса кардиостимуляции

Полярность импульса стимуляции	отрицательная
Частота повторений импульса	частота сокращений миокарда
Длительность импульса стимуляции	100–500 мкс
Напряжение в импульсе	1,5–10 В
Ток в импульсе	1–10 мА
Проходящий в миокард заряд в импульсе	0,5–5 мкКл
Энергия импульса стимуляции	1–5 мкДж

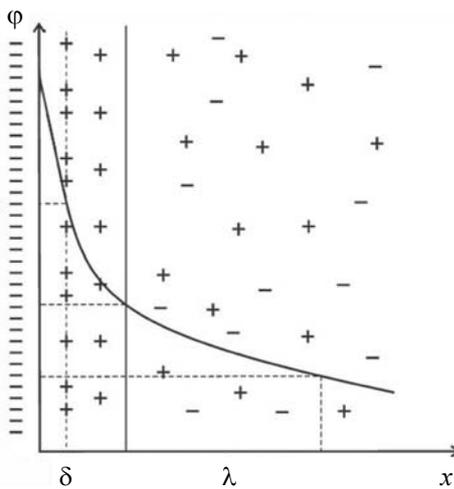
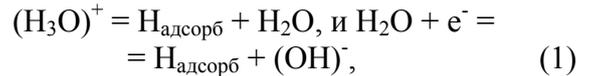


Рис. 2. Распределение заряда в приэлектродной области (структура ДЭС): δ – слой Гельмгольца; λ – диффузный слой

Поскольку в процессе стимуляции устанавливается распределение зарядов, зависящее от времени, ёмкость меняется со временем $C(t)$ в процессе импульса. ДЭС состоит из плотного слоя зарядов у поверхности катода, называемого слоем Гельмгольца размером менее 1 нм, и диффузного слоя, в котором концентрация положительных ионов убывает, а отрицательных растёт на расстояниях более 10 нм.

Кроме того, на поверхности электрода происходят электрохимические реакции. У катода:



в результате которых через ДЭС течёт ток Фарадея, и имеется сопротивление Фарадея R_f , которое тоже зависит от напряжения в ДЭС и следовательно, от времени. Актуальность описания ДЭС в виде эквивалентной схемы с учетом нелинейности элементов описана в [4–6].

Для управления режимом стимуляции в новом поколении кардиостимуляторов используется режим «автозахвата», при котором электроды кардиостимулятора регистрируют электрическую активность сердца. Для этого требуется быстрая деполяризация электродов после окончания подаваемого импульса.

Свойства созданной плазменными методами поверхности имплантируемых в сердце электродов существенно влияют на передачу тока в миокард и на процесс поляризации. Покрытия рабочих поверхностей электродов из различных материалов позволяют влиять на эффективность передачи стимулирующего электрического заряда в ткань, а так же на чувствительность при детекции электрических потенциалов ответных реакций человеческого организма на электрокардиостимуляцию.

Для исследования и сравнения различных покрытий актуально знание импеданса (далее под этим термином понимается средний импеданс [4]), эффективности передачи заряда, времени деполяризации, ёмкости ДЭС и сопротивления Фарадея, а также нелинейных зависимостей этих характеристик от подаваемого потенциала и длительности импульса.

Протекание тока через ДЭС активно и плодотворно исследуется. Так, в работах [7, 8] получен импеданс ДЭС при подаче гармонического напряжения с учетом окислительно-восстановительных реакций и диффузионного импеданса, что позволяет получить также и средние значения ёмкости и сопротивления слоя для гармонического напряжения. В работах [9, 10] описаны некоторые детали взаимодействия ионов в слое Гельмгольца, там же приведены сложности теоретического описания этого слоя. В работе [11] получена зависимость стационарной ёмкости, образованной ДЭС в системе монокристалл-электролит от напряжения в слое. В [12, 13] отмечена роль

примесей в протекании фарадеевского тока, а в работе [14] описана кинетика осаждения водорода, сопровождающего этот процесс. Работа [15] описывает учёт ориентации диполей воды в плотной части ДЭС, что является одним из факторов непостоянного значения ёмкости. Отметим также и более поздние работы [16–19], с различным учётом некоторых нелинейностей, как в слое Гельмгольца так и в диффузном слое. В последней работе численно воспроизводятся результаты экспериментов [20] при подаче гармонического напряжения на систему монокристалл-электролит.

Перечисленные исследования свидетельствуют о сложности и многообразии процессов происходящих в ДЭС, что справедливо и для ДЭС кардиоэлектродов. Кроме того, покрытия, создаваемые плазменными методами, могут обладать развитой структурой поверхности (большой площадью эффективной поверхности S_{eff}) и неоднородным составом, за счёт имплантируемых примесей. Это в целом позволяет улучшить электрические свойства кардиоэлектрода, но затрудняет их предсказание, измерение и контроль. В [21] описана деградация свойств платины, являющейся одним из широко используемых материалов кардиоэлектродов, в режимах, важных для тестирования электродов. Все описанные исследования показывают нелинейность процессов, протекающих в ДЭС, соответственно результаты исследований в режиме гармонического напряжения генератора либо в стационарном режиме (т. е. режимов, типичных для исследований ДЭС в общем случае) не могут в полной мере быть перенесены на случай импульсов напряжения, характерный для кардиостимуляции. Определение среднего импеданса, ёмкости и сопротивления Фарадея в случае работы кардиостимулятора не учитывают в достаточной степени нелинейность процессов, что указано, например в [4].

С учётом вышеописанного, важной задачей является определение импеданса, эффективности передачи заряда, ёмкости (и эффективной площади поверхности S_{eff}) электрода кардиостимулятора. Кроме того, как отмечалось, важной характеристикой при подаче кардиоимпульсов является время деполяризации электрода. При нанесении покрытий

плазменными методами электрические характеристики кардиоэлектрода заранее не известны, а время деполяризации велико, что повышает актуальность задачи. Её решению посвящена данная работа.

Методика экспериментов

В НИЦ «Курчатовский институт» создана установка для нанесения покрытий на детали кардиальных электродов «Микромед». На этой установке возможно проводить осаждение покрытий с помощью магнетронного, импульсно-дугового испарителя (ИДИ) и стационарного дугового испарителя, а также имплантировать в мишени ионы металлов. Основные покрытия, которые наносятся на электроды, это TiN, Pt и Ir. Для покрытия TiN используется магнетронное распыление Ti и испарение Ti стационарной вакуумной дугой в присутствии реактивного газа азота. Покрытия Ir наносились магнетронным методом. Покрытия Pt создавались импульсной дугой, и имели толщину 1–1,5 мкм. Свойства покрытия сильно зависят от режимов осаждения покрытия, поэтому при разработке метода и режима нанесения покрытия необходим доскональный анализ его электрохимических свойств.

Для разработки методики измерений свойств покрытий кардиоэлектродов использовался модельный образец из нержавеющей стали, покрытой платиной. Электрохимические исследования функциональных свойств катодов с создаваемыми покрытиями исследовались на модельных электродах, дисках ($d = 9$ мм), при пропускании тока через них и физиологический раствор, см. рис. 3. Титановый анод имел размеры значительно большие, чем катод, и импеданс анодного ДЭС был значительно меньше катодного.

На катод подавался прямоугольный импульс отрицательного напряжения см. рис. 4. Прямоугольные импульсы хорошо моделируют импульсы кардиостимулятора и, кроме того, согласно ГОСТу 31582-2012 катоды кардиостимуляторов должны тестироваться измерением среднего импеданса при подаче на них отрицательных прямоугольных импульсов амплитудой 4 В +/- 0,1 В и длительностью 0,5 мс +/- 0,05 мс. Исследование импеданса с помощью прямоугольных импульсов также описано в [4]. Представленная в данной рабо-

те методика позволяет получать более полный набор данных (ёмкость и сопротивление ДЭС, эффективная площадь поверхности электрода и исследовать нелинейные зависимости этих величин). Кроме того, она является дополнением к измерениям электрических характеристик кардиоэлектродов с помощью гармонического напряжения, описанным авторами в [22]. С одной стороны, представленная методика по сравнению с [22] позволяет получать более детальную информацию с учётом нелинейных зависимостей ёмкости и сопротивления ДЭС, а с другой, является более трудоёмкой.

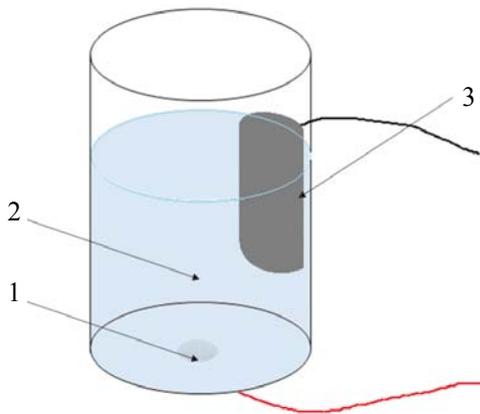


Рис. 3. Схема измерения электрических характеристик модельных электродов кардиостимулятора: 1 – образец; 2 – физиологический раствор (NaCl 0,9%) электроды: 1 – катод, 3 – анод

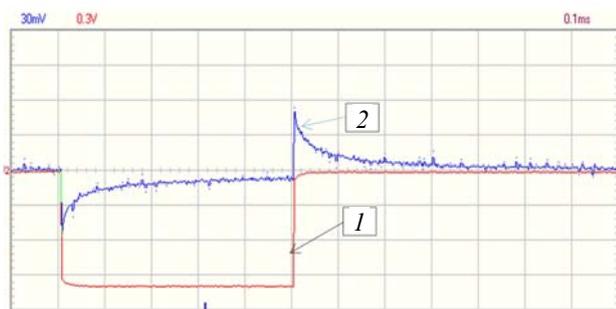


Рис. 4. Подаваемый импульс напряжения – 1, ток в цепи – 2

Зависимость тока I от времени t позволяет определить такие важные характеристики катода, как ёмкость ДЭС у его поверхности и ток Фарадея через катод. Определение ёмкости $C(t)$ на стадии разработки методики производилось тремя разными методами.

Первый метод. $C(t) = Q(t) / (U_{\text{ген}} - I(t) \times R_L)$, где $Q(t) = \int I(t) dt$, $I(t) = I_t - I_f$, I_t – полный ток в цепи, I_f – ток Фарадея определяемый далее, $U_{\text{ген}}$ – напряжение на генераторе, R_L – сопротивление внешней цепи, падением напряжения у анода пренебрегаем ввиду его большой площади. Преимущества метода: расчёт C непосредственно из определения, подходит для случаев со значительным изменением C . Недостатки метода: требуется хорошая точность исходных данных, относительная ошибка возрастает с течением времени.

Второй метод. Определение $C(t)$ по характерному времени изменения $I(t)$. Во время зарядки ёмкости ДЭС: $-dI/I \approx dt / (C \times R_L)$. Во время разрядки ёмкости $-dI/I \approx dt / (C \times R_{\text{пар}})$, $R_{\text{пар}} = R_f R_L / (R_f + R_L)$. Преимущества метода: не требует знания начального $U_{\text{ДЭС}}$ и Q , не требует сглаживания, хорошо работает для случаев с медленным изменением C . Недостатки метода: не подходит для случаев dC/C порядка (или больше) dQ/Q .

Третий метод. Поиск $C(t)$ в виде: $C_0 + C_1 (t/t_{\text{имп}})^\alpha + C_2 (t/t_{\text{имп}})^\beta$, $t_{\text{имп}}$ – длительность импульса напряжения. Тогда $I(t)$, $U_{\text{ДЭС}}(t)$ находятся из следующих уравнений:

$$\text{Заряд: } Q/C(t) = U_{\text{ген}} - (dQ/dt + I_f(t)) R_L \quad (2)$$

$$\text{Разрядка: } Q/C(t) = (dQ/dt - I_f(t)) R_L \quad (3)$$

Подгоночные параметры C_1 , C_2 , α , β находятся из сравнения $I(t)$, $U_{\text{ДЭС}}(t)$ с экспериментом. Преимущества метода: позволяет получить решение с высокой точностью (в том числе, при больших t). Недостатки метода: Для описания некоторых особенностей поведения $C(t)$, например, перехода заряд-разрядка, потребуется больше подгоночных параметров.

В случае токов, характерных для кардиостимуляции, когда ток больше тока обмена, а также в случае, когда большая часть падения напряжения в ДЭС приходится на слой Гельмгольца, приближенно можно считать, что зависимость тока Фарадея от потенциалов описывается выражением, аналогичным формуле Тафеля, но с экспоненциальной зависимостью от напряжения в слое Гельмгольца (см. например, в [23 (ф-ла 9.2.12)]).

$$I_f = a \times S \times \exp(U_H/B), \quad (4)$$

(U_H – напряжение в слое Гельмгольца; S – площадь катода, $B = b/\ln(10)$, a , b – Тафелевские константы) с поправкой $k(t_{\text{имп}})$, которую можно интерпретировать, как уменьшение площади S_F , которая участвует в протекании тока Фарадея:

$$I_f = A \times k(t_{\text{имп}}) \times \exp(U_H/B). \quad (5)$$

Определение A , B , $k(t_{\text{имп}})$ возможно из экспериментов для серии импульсов разной длительности с помощью вычисления заряда $\delta Q = \int I_f dt$, протекшего через катод в результате тока Фарадея, в процессе заряда-разрядки. Зависимость k , так же как коэффициентов A и B от состава поверхности показывает влияние материала покрытия на формирование тока Фарадея и на импеданс ДЭС у катода, что было экспериментально получено, например в [22] (в частности, было показано, что легирование наносимого покрытия электродами ионами Pt и Ir существенно снижает импеданс).

Результаты применения методики

Для отработки методики использовался образец из нержавеющей стали, покрытый платиной.

На рисунке 5 представлены зависимости ёмкости $C(t)$ от времени для импульса длительностью 0,5 мс.

Обращаем внимание, что ёмкость продолжает расти в течении $\approx 1,5$ мс после окончания импульса. Это свидетельствует о продолжении роста концентрации зарядов у

поверхности катода, поскольку ещё велико электрическое поле в ДЭС. Только через $\approx 1,5$ мс начинается убывание ёмкости. Ёмкость $C(t)$ определялась по методике 1). Для контроля использовалась также методика 3), критерием правильности является совпадение модельного тока и напряжения ДЭС с экспериментальными. Отметим, что методика 2) использовалась лишь на стадии исследования и верификации методик 1) и 3) в случае слабой зависимости $C(t)$. При сильной зависимости $C(t)$, наблюдающейся для образцов кардиоэлектродов в интересующем нас диапазоне напряжений и длительностей, методика 2) работает заметно хуже.

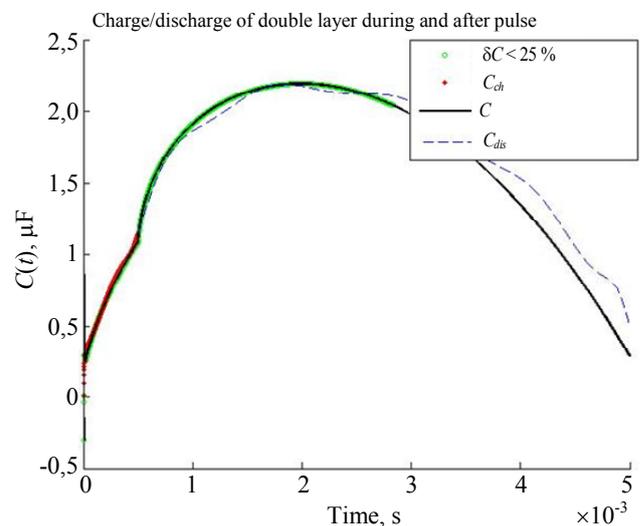


Рис. 5. Зависимость ёмкости ДЭС от времени для импульса напряжением 1 В и длительностью 0,5 мс. Толстая темная кривая соответствует процессу зарядки ДЭС, пунктирная кривая – процессу разрядки, аппроксимация зависимости $I(t)$ полиномами. Тонкая сплошная кривая: аппроксимация $I(t)$ экспоненциальными зависимостями. Толстая светлая кривая: ошибка определения C меньше 25 %, независимо от величины сопротивления Фарадея

Напряжение в ДЭС в зависимости от времени представлено на рисунке 6 для импульсов разной длительности.

Из зависимостей рисунка 6 можно получить, что время деполяризации до некоторого характерного напряжения (0,1 В) линейно растёт с ростом длительности импульса.

На рисунке 7 представлена зависимость тока Фарадея от времени, а на рисунке 8 зависимость заряда, переносимого током Фарадея от длительности импульса.

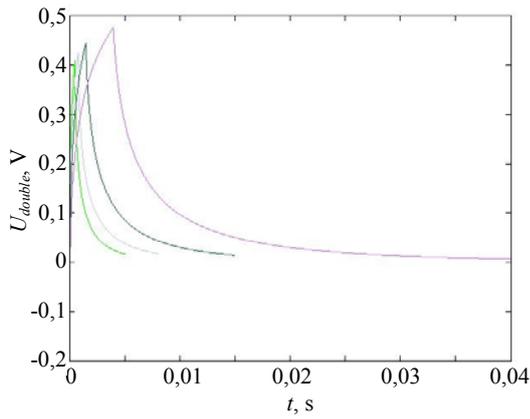


Рис. 6. Зависимость напряжения в ДЭС от времени для импульсов разной длительности с амплитудой $U_{ген} = 1 В$

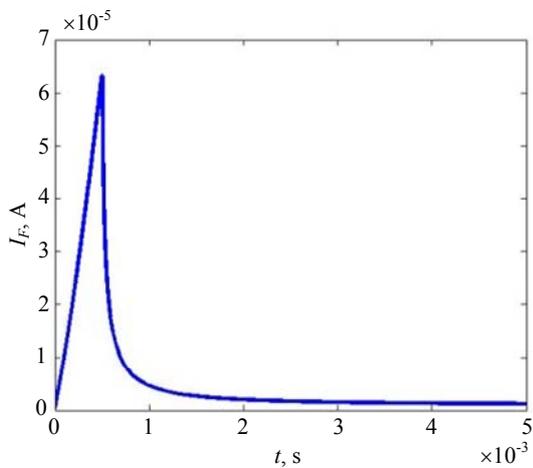


Рис. 7. Зависимость тока Фарадея I_f от напряжения в ДЭС для импульса 0,5 мс с амплитудой $U_{ген} = 1 В$

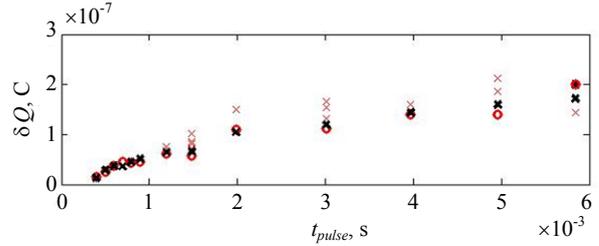


Рис. 8. Заряд, переносимый током Фарадея в зависимости от длительности импульса с амплитудой $U_{ген} = 1 В$. Кругами отмечены результаты обработки эксперимента, крестами – результаты расчета по формуле (5), жирные кресты – результат подбора $k(t_{мин})$, тонкие кресты – промежуточные попытки подбора $k(t_{мин})$

При увеличении длительности импульса коэффициент k убывает, что можно интерпретировать как уменьшению площади, на которой проходят реакции Фарадея. Это может быть следствием адсорбции водорода, образующегося при реакции (1).

На рисунке 9 представлены практически важные характеристики катода, усреднённые за время импульса: средний импеданс, определяемый как $\langle Z \rangle = \langle U \rangle / \langle I \rangle$, затраченная энергия W и КПД. Заметим, что стимуляция сокращения сердца происходит при отрицательном потенциале на миокарде. Поэтому представлены КПД как за весь период, так и за время отрицательного потенциала катода.

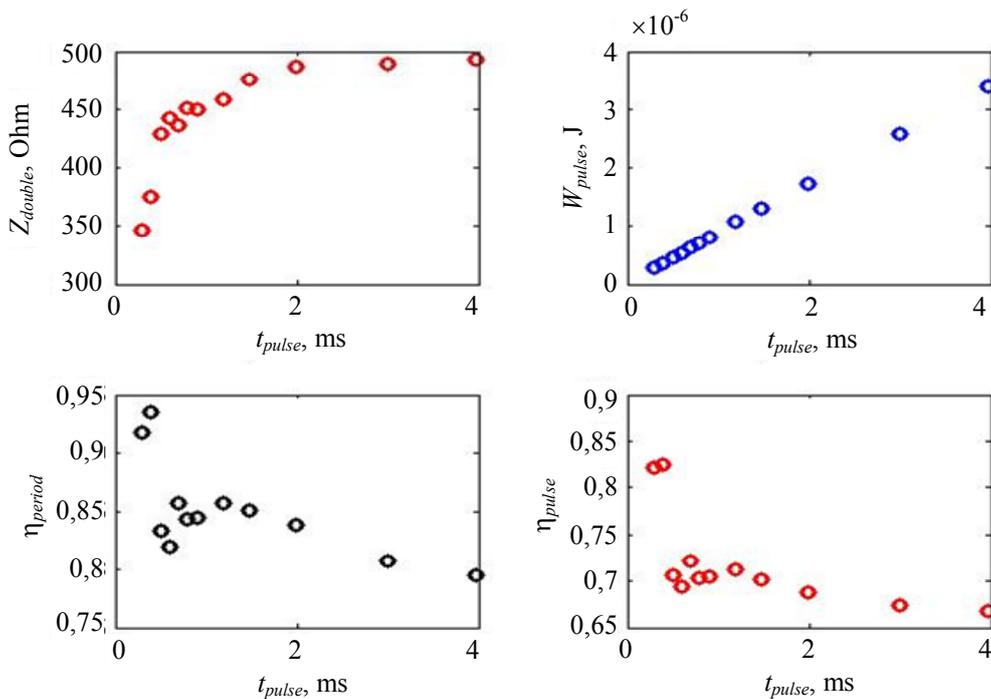


Рис. 9. Сверху: средний импеданс и затраченная энергия W . Снизу: КПД с усреднением за период (слева) и за время стимуляции (справа)

Модель ДЭС, эффективная площадь поверхности покрытия катода

Детальное изучение строения ДЭС позволило не только лучше понять физические процессы в ДЭС, но и определить реальную площадь развитой поверхности покрытия. Расчёты скорости диффузии ионов Na^+ и Cl^- показали, что распределения этих ионов в диффузном слое ДЭС устанавливаются за времена значительно меньшие ($\sim 10^{-5}$ с), чем время изменения потенциала катода. Поэтому распределение потенциала ϕ в диффузном слое ищется из уравнения Пуассона с равновесным, т. е. Больцмановским, распределением зарядов. Для стационарного случая это описано например в [23].

$$d^2\phi/dx^2 = (2Fn_0/\epsilon_D\epsilon_0) \text{sh}(F\phi/RT), \quad (6)$$

где F – постоянная Фарадея, n_0 – долевая концентрация соли, ϵ_D – диэлектрическая постоянная диффузного слоя, принимаемая равной диэлектрической постоянной воды.

Граничные условия для (6) следующие. Со стороны электролита

$$d\phi/dx = j(t)/\sigma, \quad (7)$$

$j(t)$ – плотность тока; σ – проводимость электролита. Потенциал на границе со слоем Гельмгольца равен

$$\phi = U_H = q_D/C_H = q_DL/(S_{\text{eff}}\epsilon_H\epsilon_0), \quad (8)$$

U_H – падение напряжения в слое Гельмгольца; q_D – заряд в двойном слое; L – толщина слоя Гельмгольца, ϵ_H – диэлектрическая проницаемость в слое Гельмгольца.

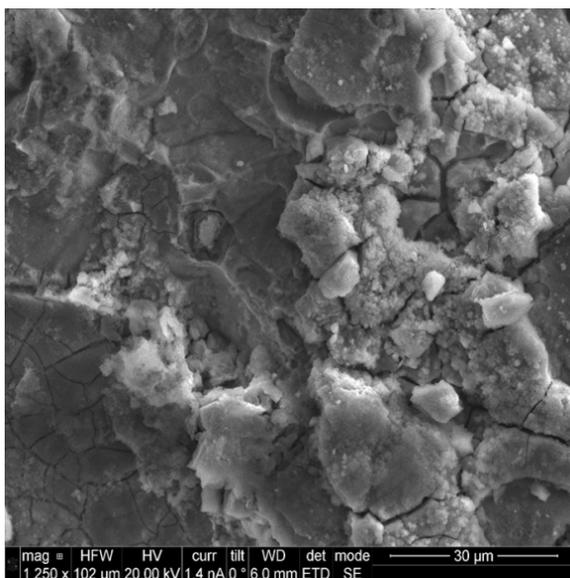
Решение уравнения (8) имеет вид

$$\begin{aligned} [g + q_DF/\epsilon_H\epsilon_0RT]^2 = \\ = g^2 + 4F^2n_0/(\epsilon_D\epsilon_0RT) \times [\text{ch}(U_DF/RT) - 1] \end{aligned} \quad (9)$$

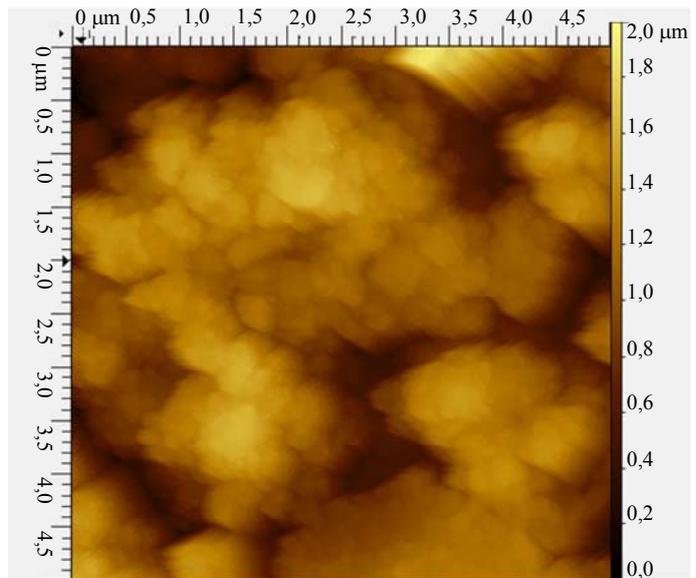
(где U_D – напряжение в диффузном слое, $g = j(t)/\sigma \times F/RT$) и связывает $I(t)$, L , ϵ_H и S_{eff} . Толщина слоя Гельмгольца L , так же как толщина диффузного слоя d убывает с увеличением длительности импульса, что свидетельствует о формировании, уплотнении этих слоёв во время импульса.

При большой длительности импульса значения L и ϵ_H устанавливаются на стационарных значениях $L \approx 0,3$ нм, $\epsilon_H \approx 3$ [24]. Это даёт возможность определить эффективную площадь поверхности покрытия.

Поверхность исследуемого катода с платиновым покрытием имеет вид, показанный на рис. 10 (результаты РЭМ – растровой электронной микроскопии).



а)



б)

Рис. 10. а) – фото РЭМ поверхности платинового покрытия катода; б) – вид поверхности, полученный с помощью атомно-силовой микроскопии

Расчёт эффективной площади поверхности показал, что она в $\sim 2,5$ раза превышает геометрическую поверхность катода. Исследование этой поверхности в атомно-силовом микроскопе показало отношение $S_{eff}/S \approx 2,2$.

Заключение

Проведено исследование характеристик образца катода кардиостимулятора в физиологическом растворе при подаче на него отрицательных прямоугольных импульсов напряжения разной длительности. Показано, что ёмкость ДЭС у катода растёт во время импульса и после его окончания, пока остаётся большой потенциал катода, а потом убывает.

Потенциал катода растёт по абсолютной величине во время импульса и убывает после его окончания. Время деполяризации, убывания потенциала до определённой величины линейно растёт с ростом длительности импульса.

Найденная зависимость тока Фарадея от времени показывает его сильную зависимость (рост) от напряжения в ДЭС.

Средний импеданс ДЭС растёт с ростом длительности импульса. Затраченная в ДЭС за импульс энергия линейно растёт с ростом длительности импульса.

КПД импульса с амплитудой 1 В, усреднённый за период, меняется с длительностью импульса, превышая 80 % в практически важном диапазоне длительностей, а КПД импульса, усреднённый за время стимуляции, превышает 70 %.

Развитая модель ДЭС позволила найти зависимость толщины слоёв Гельмгольца и диффузного от времени импульса. Модель ДЭС позволяет по величине ёмкости слоя Гельмгольца определить эффективную поверхность покрытия катода S_{eff} . Полученное таким образом отношение эффективной площади к геометрической S_{eff}/S находится в хорошем согласии с данными растровой и атомно-силовой микроскопии.

Предложенная методика исследования электрических характеристик системы кардиоэлектрод – ДЭС может использоваться для оценки качества кардиоэлектродов и позволя-

ет кроме важных усреднённых характеристик: импеданса, эффективности передачи заряда, времени деполяризации, определять нелинейные зависимости ёмкости ДЭС и сопротивления Фарадея, а также оценивать эффективную площадь поверхности кардиоэлектрода и контролировать описанные параметры в процессе длительных испытаний. Она особенно актуальна в применении к электродам с покрытиями, нанесёнными плазменными методами, для которых характерна эффективная площадь поверхности, существенно превосходящая геометрическую и сопротивление Фарадея, существенно зависящее от легирования ионами.

Работа выполнялась по Федеральному проекту
«Разработка технологий управляемого
термоядерного синтеза и инновационных
плазменных технологий» 2023 г.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бокерия О. Л. Кардиостимуляция. Большая российская энциклопедия.
2. Шальдах М. Электрокардиотерапия. – СПб: «Северо-Запад», 1992.
3. Двойной электрический слой. Физический энциклопедический словарь. – М.: Советская энциклопедия, 1960.
4. Дубровский И. А. / Медицинская техника. 2010. № 4. С. 21.
5. Lau E. W. Clinical Cardiac Pacing, Defibrillation and Resynchronization Therapy. – Elsevier, 2017.
6. Секушин Н. А. / Журнал Известия Коми научного центра УРО РАН. 2010. № 4 (4). С. 22.
7. Pospisil L., de Levie R. / Electroanal. Chem. 1969. Vol. 22. P. 227.
8. Creager S. E., Wooster T. T. / Anal. Chem. 1998. Vol. 70. P. 4257.
9. Carnie S. E., Tome G. M. / Advances in Chemical Physics. 1984. Vol. 56. P. 141.
10. Attard P. / Advances in Chemical Physics. 1996. Vol. 92. P. 1.
11. Hamelin A. / Mod. Asp. Electrochem. 1985. Vol. 16. P. 1.
12. Ruderman A., Juarez M. F., Soldano G., Avalle L. B., Beltramo G., Giesen M., Santos E. / Electrochim. Acta. 2013. Vol. 109. P. 403.
13. Bard A. J., Faulkner L. R. Controlled-current techniques. In Electrochemical methods: fundamentals and applications, ed 2 – New York, 2001.
14. Sarabia F. G., Climent V., Feliu J. M. / Chem. Phys. Chem. 2019. doi: 10.1002/cphc.201900543

15. Damaskin B., Frumkin A. / *Electrochim. Acta*. 1974. Vol. 19. P. 173.
16. Schmickler W., Henderson D. / *J. Chem. Phys.* 1986. Vol. 85. P. 1650.
17. Fisticaro G., Genovese L., Andreussi O., Mandal S., Nair N., Marzari N., Goedecker S. / *J. Chem. Theory Comput.* 2017. Vol. 13. P. 3829.
18. Sundararaman R., Schwarz K. / *J. Chem. Phys.* 2017. Vol. 146. P. 084111.
19. Sundararaman R., Letchworth-Weaver K., Schwarz K. J. / *Chem. Phys.* 2018. Vol. 148 (14). P. 144105.
20. Kolovos-Vellianitis D., Kúppers J. / *Surf. Sci.* 2004. Vol. 548 (1). P. 67.
21. Демьян В. В., Федорович Р. А., Михайленко В. Д. / Сб. статей XXXII Международной научно-практической конференции «Advances in Science and Technology». – Москва, 2020. С. 41–43.
22. Обрезков О. И., Базылев В. А., Мартыненко Ю. В., Нагель М. Ю. / *Медицинская техника*. 2022. № 1. С. 331.
23. Дамаскин Б. Б., Петрий О. А., Цирлина Г. А. *Электрохимия*. – М.: «Химия», 2006.
24. Салем Р. Р. *Теория двойного слоя*. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2003.

PACS: 68.70.+w

Dependence of the operation of the cardioelectrode on the properties of coatings deposited by plasma methods

O. I. Obrezkov¹, M. Yu. Nagel¹, Yu. V. Martynenko¹ and Yu. I. Rukina²

¹ NRC "Kurchatov Institute"

1 Akademik Kurchatov sq., Moscow, 123182, Russia
E-mail: olio25845@mail.ru

² National Research Nuclear University "МЕРФИ"
31 Kashirskoe shosse, Moscow, 115409, Russia

Received 10.07.2023; revised 21.08.2023; accepted 18.09.2023

Method for measuring the cardioelectrodes coatings properties deposited by plasma methods is presented. The measurement technique allows determine the efficiency of charge transfer, impedance, depolarization time, as well as the nonlinear dependences of these characteristics on the supplied potential and pulse duration. Coatings deposited by plasma methods have a multilayer structure and a developed surface (large effective surface area of S_{eff}). The described technique also allows determine the S_{eff}/S ratio. The scanning electron microscopy studies of the electrode surface are compared with the measured values of S_{eff} . Thus for Pt-coated cathode, the dependence of the described electrical characteristics on the duration of the stimulation pulse was obtained. The measurement results also allow determine the response of the cardioelectrode-electrolyte system to stimulation pulses and the value of the effective cathode area. This result coincided with the results obtained by scanning electron and atomic force microscopy.

Keywords: pacemaker, electrodes, double electric layer, impedance, specific surface area.

DOI: 10.51368/2307-4469-2023-11-5-455-464

REFERENCES

1. Bokeria O. L. Pacing. Great Russian Encyclopedia.
2. Schaldach M., *Electrotherapy of the Heart*, Springer, March 10, 1992.
3. Double electric layer. Physical Encyclopedic Dictionary. Moscow: Soviet Encyclopedia, 1960.
4. Dubrovskiy I. A., *Meditinskaya tekhnika*, № 4, 21 (2010).
5. Lau E. W., *Clinical Cardiac Pacing, Defibrillation and Resynchronization Therapy*, Elsevier, 2017.
6. Sekhushin N. A., *J. Izvestiya Komi*, № 4 (4), 22 (2010).
7. Pospisil L. and de Levie R., *Electroanal. Chem.* **22**, 227 (1969).
8. Creager S. E. and Wooster T. T., *Anal. Chem.* **70**, 4257 (1998).
9. Carnie S. E. and Tome G. M., *Advances in Chemical Physics.* **56**, 141 (1984).
10. Attard P., *Advances in Chemical Physics* **92**, 1 (1996).
11. Hamelin A., *Mod. Asp. Electrochem.* **16**, 1 (1985).
12. Ruderman A., Juarez M. F., Soldano G., Avalle L. B., Beltramo G., Giesen M. and Santos E., *Electrochim. Acta.* **109**, 403 (2013).
13. Bard A. J. and Faulkner L. R., *Controlled-current techniques. In Electrochemical methods: fundamentals and applications*, ed 2, New York, 2001.
14. Sarabia F. G., Climent V. and Feliu J. M., *Chem. Phys. Chem.* (2019). doi: 10.1002/cphc.201900543
15. Damaskin B. and Frumkin A., *Electrochim. Acta.* **19**, 173 (1974).
16. Schmickler W. and Henderson D. J., *Chem. Phys.* **85**, 1650 (1986).
17. Fiscaro G., Genovese L., Andreussi O., Mandal S., Nair N., Marzari N. and Goedecker S., *J. Chem. Theory Comput.* **13**, 3829 (2017).
18. Sundararaman R. and Schwarz K., *J. Chem. Phys.* **146**, 084111 (2017).
19. Sundararaman R., Letchworth-Weaver K. and Schwarz K., *J. Chem. Phys.* **148** (14), 144105 (2018).
20. Kolovos-Vellianitis D. and Kúppers J., *Surf. Sci.* **548** (1), 67 (2004).
21. Demyan V. V., Fedorovich R. A. and Mikhailenko V. D., *Sb. statei XXXII Mezhdunarodnoi nauchno-prakticheskoi konferentsii "Advances in Science and Technology"*, Moscow, 2020, pp. 41–43.
22. Obrezkov O. I., Bazylev V. A., Martynenko Yu. V. and Nagel M. Yu., *Meditinskaya tekhnika*, № 1, 331 (2022).
23. Damaskin D. D., Petrii O. A. and Tsirluna G. A., *Electrochemistry*, Moscow «Khimiya», 2006.
24. Salem R. R., *Theory of double layer*, Moscow, "Fizmatlit", 2003.