

УДК 537.5
PACS 52.80.Vp

Вольтамперные характеристики ионно-плазменной системы для обработки внутренней поверхности полых сердечно-сосудистых имплантатов

В. С. Чудинов^{1†}, А. В. Кондюрин^{2‡}

¹ Институт механики сплошных сред, Пермь, Россия

² Эвингар Сайентифик, Эвингар, Австралия

† chudinovsl@mail.ru

‡ alexey.kondyurin@gmail.com

Создание тромборезистентных искусственных эндопротезов сосудов является актуальной проблемой кардиологии. Для её решения было предложено модифицировать поверхность полимерных сосудистых шунтов и катетеров ионно-плазменным методом. Однако внутренняя поверхность шунтов и катетеров недоступна для обработки ионным пучком при планарной геометрии электрода. Для обработки внутренней поверхности таких полимерных трубок была создана специальная ионно-плазменная система, включающая полый трубчатый высоковольтный электрод, в который помещалась обрабатываемая трубка. Через трубку проходил поток газа азота, а на электрод подавались высоковольтные импульсы, вследствие чего возникал плазменный разряд в трубе. В результате внутренняя поверхность трубки бомбардировалась ионами технологического газа до появления карбонизированного слоя. В данной работе определяются вольтамперные характеристики созданной плазменной системы в зависимости от линейных размеров трубки, приложенного напряжения и объёмного расхода газа. Для низкотемпературной пространственной плазмы характерен закон Чайлда–Ленгмюра, согласно которому кривая зависимости тока от приложенного напряжения аппроксимируется степенной функцией. Однако в данном исследовании наблюдается экспоненциальный характер вольтамперных характеристик в зависимости от приложенного напряжения. Различие в экспериментальных и теоретических данных может быть объяснено дополнительным влиянием вторичной эмиссии электронов и распылением полимерного материала в трубке. Также экспоненциальный характер зависимости тока от приложенного напряжения можно объяснить теорией электрического разряда в полном катоде. Результаты данной работы позволяют создать физическую теорию ионной обработки внутренней поверхности полых полимерных изделий, таких как сосудистые шунты и катетеры.

Ключевые слова: ионно-плазменная обработка; имплантат; углеродное покрытие

Поступила в редакцию 07.10.2025; после рецензии 05.12.2025; принята к опубликованию 15.01.2026

Volt-ampere characteristics of an ion-plasma system for treating the internal surface of hollow cardiovascular implants

V. S. Chudinov^{1†}, A. V. Kondyurin^{2‡}

© Чудинов В. С., Кондюрин А. В., 2026



распространяется на условиях лицензии
Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0).

¹ Institute of Continuous Media Mechanics UB RAS, Perm, Russia

² Ewingar Scientific, Ewingar, Australia

† chudinovsl@mail.ru

‡ alexey.kondyurin@gmail.com

The creation of thrombus-resistant artificial vascular endoprostheses is a pressing issue in cardiology. To address this issue, it has been proposed to modify the surface of polymer vascular grafts and catheters using the ion-plasma method. However, the inner surface of shunts and catheters is inaccessible for ion beam treatment with a planar electrode geometry. To treat the inner surface of such polymer tubes, a special ion-plasma system was created, including a hollow tubular high-voltage electrode into which the tube to be treated was placed. A stream of nitrogen gas passed through the tube, while high-voltage pulses were applied to the electrode, causing a plasma discharge in the tube. As a result, the inner surface of the tube was bombarded with ions of the process gas until a carbonized layer appeared. This study determines the volt-ampere characteristics of the created plasma system depending on the linear dimensions of the tube, the applied voltage, and the volumetric gas flow rate. Low-temperature spatial plasma is characterized by the Child-Langmuir law, according to which the current-voltage curve is approximated by a power function. However, in our study, an exponential nature of the volt-ampere characteristics depending on the applied voltage was observed. The difference between the experimental and theoretical data can be explained by the additional influence of secondary electron emission and the spraying of polymer material in the tube. The exponential nature of the dependence of the current on the applied voltage can also be explained by the theory of electrical discharge in a hollow cathode. The results of this work contribute to the creation of a physical theory of ion treatment of the inner surface of hollow polymer products such as vascular shunts and catheters.

Keywords: ion-plasma treatment; implant; carbon coating

Received 07 October 2025; revised 05 December 2025; accepted 15 January 2026

doi: 10.17072/1994-3598-2026-1-05-14

1. Введение

Проблема создания тромборезистентных искусственных эндопротезов сосудов как никогда актуальна. Самыми распространёнными материалами протезов вен и артерий являются полиэтилентерефталат и политетрафторэтилен. В 89–99% случаев применения протезов из политетрафторэтилена в краткосрочном периоде использования, до одного месяца, проблемы с их проходимость отсутствуют [1, 2]. Однако при долговременном применении имплантатов из данных видов материалов статистика ухудшается, нарушается проходимость протезов по причине их тромбоза. Через 3 года применения этих имплантатов замена требуется в 31% случаев, а через 5 лет – в 61% случаев [3, 4]. В литературе выделяют проблему протезирования вен и артерий малого диаметра (менее 6 мм), что является приоритетной задачей [5, 6, 7]. Ограничения по диаметру полых медицинских изделий из-за риска тромбозов не позволяют создавать специальные устройства для пациентов детского возраста и малых периферических сосудов. А пациенты с различными патологиями иммунной, свёртывающей и эндокринной систем входят в группы повышенного риска. В результате использование синтетических сосудистых шунтов связано с высокой вероятностью потери конечностей, замены медицинского устройства и летального исхода. Можно выделить

несколько причин указанных процессов тромбообразования: гиперкоагуляция крови (патология), гемодинамические факторы (низкий поток / застой или высокий поток) и реакция организма на материал медицинского устройства.

В данной работе делается акцент на причину, связанную с реакцией организма на материал протеза. Ключевой механизм заключается в том, что на поверхности всех искусственных материалов происходит адсорбция белков организма с изменением их конформации и, соответственно, с потерей их биологической функциональности. Слой адсорбированного белка впоследствии определяет активацию системы комплемента и коагуляцию лейкоцитов и тромбоцитов [8–12]. Предполагается, что с помощью ионно-плазменных методов обработки можно добиться изменения свойств поверхности полимерных материалов сосудистых протезов и катетеров для обеспечения их антитромбогенности.

Ранее было показано, что с помощью применения метода обработки высокоэнергетичными ионами азота на примере медицинского полиуретана возможно улучшить биосовместимость полимерных имплантатов и эндопротезов [13, 14]. Причинами этого улучшения является формирование на поверхности обработанного плазмой полимера гидрофильного карбонизированного нанослоя, и наличия в нем неспаренных электронов. Данные структурные особенности обеспечивают ковалент-

ную иммобилизацию и сохранение нативной конформации белков, адсорбированных на поверхности полимерных материалов, обработанных ионно-плазменным методом [13–18]. Однако обработка потоком ионов внутренней поверхности полых полимерных изделий с целью формирования карбонизированного слоя представляет собой сложную задачу. Для этого был предложен метод, позволяющий осуществлять обработку ионами высокой энергии внутренней поверхности полых полимерных изделий [19, 20]. Был проведён предварительный эксперимент по установке в кровеносное русло лабораторных кроликов внутрисосудистого протеза, внутренняя и внешняя поверхности которого обработаны. Результаты эксперимента показали улучшение атромбогенных свойств полимерного протеза после плазменной обработки и перспективность используемых подходов [18]. Но остались вопросы, касающиеся понимания физики процесса и оптимизации режимов обработки, что связано с физической теорией плазменного разряда и ионно-плазменной обработки внутренней поверхности полимерных трубок. В данной работе представлены результаты по анализу вольтамперных характеристик системы ионно-плазменной обработки внутренней поверхности полимерных трубок.

2. Материалы и методы

Для отработки режимов ионно-плазменной обработки использовались установка ионной имплантации «ВСИО-20КВ-100НС», ранее разработанная и созданная авторами работы (рис. 1), и установка плазменно-иммерсионной ионной имплантации Университета Сиднея.

На рис. 2 представлена общая система обработки внутренней поверхности полых изделий, в частности, трубок круглого сечения. Система включает в себя вакуумный реактор, вакуумные насосы, контроллер напуска рабочего газа, генератор формирования отрицательных высоковольтных импульсов и соединенный с ним электрод, изолированный от стенок реактора, а также датчики давления газа в камере и в подводящих газ трубах, измерители тока и напряжения на электроде. Обрабатываемая полимерная трубка помещается в вакуумную камеру. Реактор откачивается до давления 10^{-5} Торр остаточного воздуха сухим спиральным и турбомолекулярным насосами. Через трубку пропускается технологический газ. На конце трубки находится сопло, создающее аэродинамическое сопротивление потоку газа и способствующее увеличению давления в трубке. Подвод газа к обрабатываемому изделию обеспечивается дополнительными магистралями газа внутри вакуумного реактора (подводящая и отводящая трубки).

Вокруг трубки, подвергающейся ионной обработке, находится полый металлический электрод. В качестве электрода может использоваться цилиндр

из металлической фольги или сетки, либо металлическая втулка. На электрод подаются прямоугольные импульсы высокого напряжения отрицательной полярности. Корпус вакуумной камеры заземлён, на его стенках находится нулевой потенциал. При подаче высоковольтных импульсов зажигается плазменный разряд в трубке, визуально наблюдается плазменный шнур в подводящей и отводящей магистрали газа. Внутренняя поверхность трубки под электродом подвергается бомбардировке высокоэнергетическими ионами газа, что наблюдается по потемнению поверхности трубки и по спектрам поглощения света в ультрафиолетовом диапазоне длины волны, полученных с трубки после плазменной обработки.

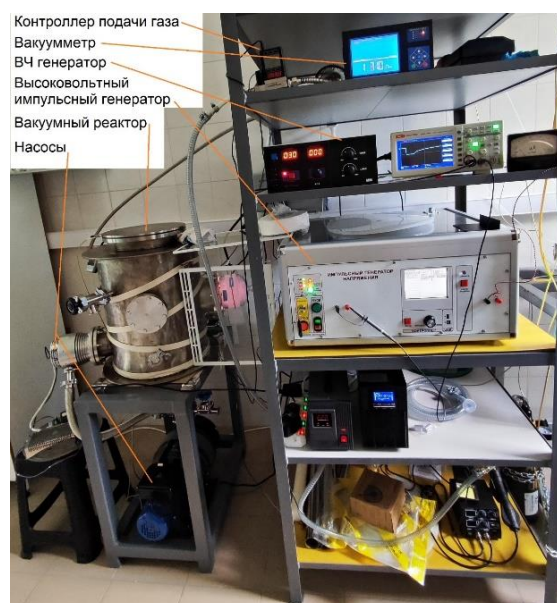


Рис. 1. Фотография ионно-плазменной установки «ВСИО-20КВ-100НС»

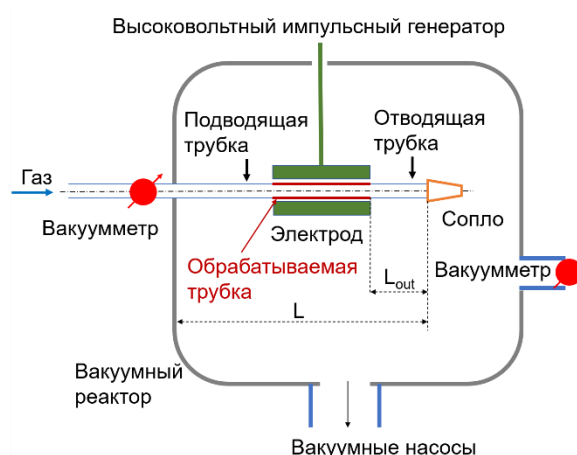


Рис. 2. Общая схема ионно-плазменной обработки внутренней поверхности полых полимерных изделий

При этом давление в реакторе на 3–5 порядков ниже, чем давление в трубке. Давление в реакторе

поддерживается на уровне, не удовлетворяющем условиям для создания ёмкостного плазменного разряда в вакуумной камере согласно кривой Пашена [21].

В данной работе исследования проводились на трубках из полиуретана компании *Dow Chemical* марки Пеллетан 2103. Использовались цельные трубки диаметром 6 и 12 мм длиной L , равной 0,2, 0,5 и 1 м. Длина высоковольтного цилиндрического электрода, под которым была обрабатываемая часть трубки, составляла 0,1 м. Значение длины фрагмента $L_{out} = 10$ мм, соответствующего отводящей трубке на рис. 2. Электрод был выполнен из фольги нержавеющей стали AISI 304 и непосредственно касался внешней поверхности трубки. В качестве технологического газа применялся азот со своей чистоты (99,99%). Объёмный расход газа составлял 5, 30, 60 и 90 см³/мин. Значение давления в вакуумной камере во время плазменной обработки лежало в диапазоне 10^{-4} – $3 \cdot 10^{-3}$ Торр и зависело от объёмного расхода азота. Значение давления в трубке находилось в диапазоне от 1 до 8 Торр в зависимости от объёмного расхода газа и линейных размеров трубки.

На электрод подавались высоковольтные импульсы прямоугольной формы длительностью 20 мкс, частотой повторения 50 Гц и амплитудами напряжений от 2 до 20 кВ. Частота подачи импульсов и длительность импульсов были взяты из успешных предыдущих экспериментов по планарной обработке полимерных образцов [13–16]. Регистрировались осциллограммы тока в развёртке времени в секундах в зависимости от приложенного напряжения. Для этого использовались цифровые осциллографы LBO-5825 и АК ИП 4131/2А, щупы которых были подключены к клеммам на корпусе высоковольтного генератора через шунт, встроенный в устройство высоковольтного генератора. Для количественного анализа результаты осциллограмм записывались и анализировались на компьютере в программе Microsoft Excel.

3. Результаты

На рис. 3 представлены осциллограммы тока от источника напряжения при подаче высоковольтного импульса на электрод в условиях отсутствия плазменного разряда. Реактор находится под вакуумом 10^{-5} Торр остаточного воздуха, технологический газ в камеру не подаётся и плазменный разряд в трубке не возникает. Наблюдается бросок тока в течение первых 5 мкс импульса, что соответствует ёмкостному току зарядки всех элементов подводящей схемы. После первого броска тока устанавливается ток утечки всей схемы на время всего импульса. Ток утечки линейно зависит от приложенного напряжения (рис. 4), и он исключался при дальнейшем анализе. При подаче технологического газа в трубку наблюдаемый ток превышает ток утечки, что интерпретируется как ток

плазменного разряда (рис. 5). Значения тока утечки и плазменного разряда для графиков зависимостей от приложенного напряжения определялись с осциллограмм по плато в диапазоне времени от 10 до 20 мкс, чтобы исключить влияние ёмкостного тока зарядки схемы.

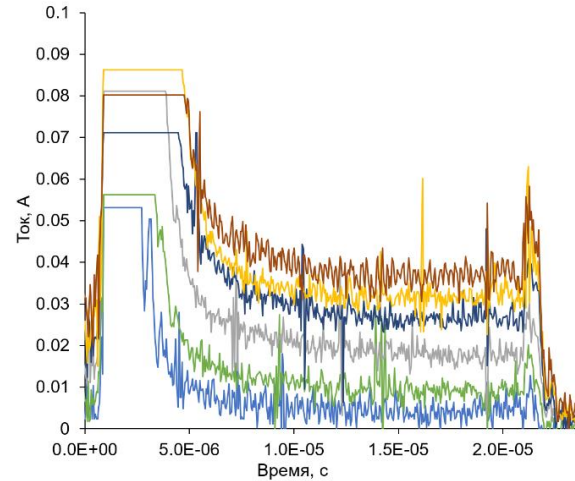


Рис. 3. Осциллограммы тока в отсутствие потока газа. Снизу вверх увеличивается приложенное напряжение от генератора: 2, 5, 10, 15, 18, 20 кВ

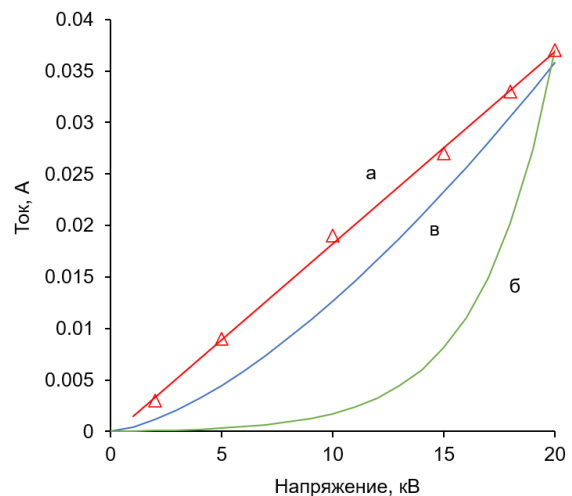


Рис. 4. Диаграмма зависимости тока от амплитуды приложенного напряжения импульса. Поток газа отсутствует. Треугольники – экспериментальные данные, аппроксимированные прямой (а). Для сравнения представлены кривые экспоненциальной (б) и степенной (в) функций, согласно закону Чайлда–Ленгмюра

В осциллограммах наблюдаются широкие всплески тока во время импульса высокого напряжения. Время их появления в течение импульса случайно. Выбросы тока не принимались во внимание при количественном анализе. Их причины пока не ясны.

В конце подачи импульса наблюдается выброс тока. Этот ток связан с перезарядкой схемы и не принимался во внимание при количественном анализе.

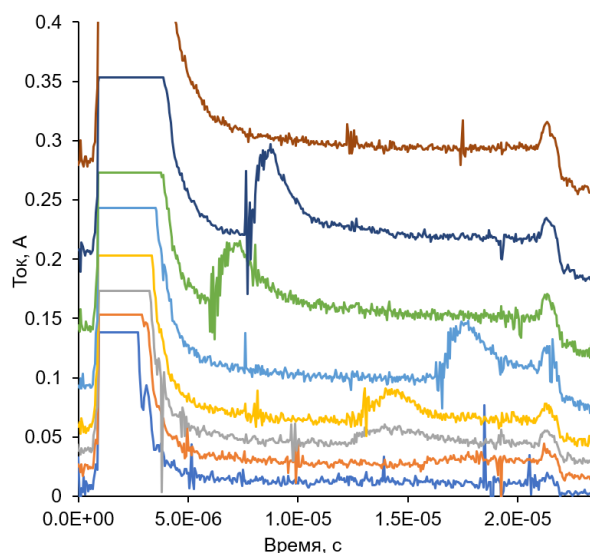


Рис. 5. Осциллограммы тока для случая, когда объёмный расход газа составляет $5 \text{ см}^3/\text{мин}$ и проходит через трубку диаметром 6 мм и длиной 0.2 м . Снизу вверх увеличивается приложенное напряжение от генератора: $4, 6, 8, 10, 14, 16, 18, 20 \text{ кВ}$. Осциллограммы сдвинуты вверх по оси напряжения для лучшего наблюдения

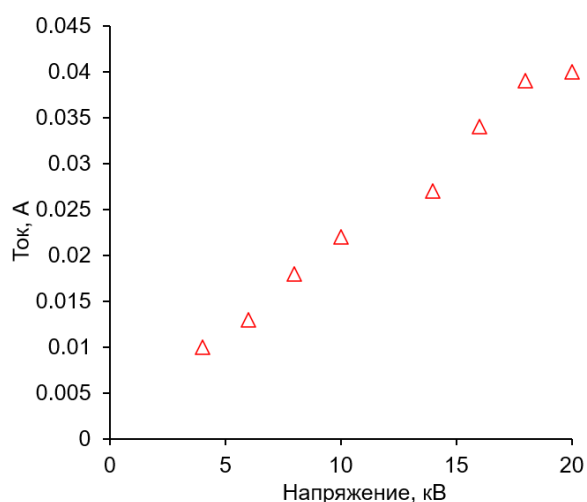


Рис. 6. Диаграмма зависимости тока от амплитуды приложенного напряжения. Объёмный расход газа соответствует значению $5 \text{ см}^3/\text{мин}$ и проходит через трубку диаметром 6 мм и длиной 0.2 м

При низком объёмном расходе газа ток линейно зависит от приложенного напряжения (рис. 6). При дальнейшем увеличении расхода газа зависимость тока от приложенного напряжения становится нелинейной. Кривая роста тока не соответствует зависимости тока плазмы от приложенного к электроду напряжения согласно закону Чайлда–Ленгмюра [22]. В случае объёмного расхода газа равного $90 \text{ см}^3/\text{мин}$ зависимость тока от напряжения является экспоненциальной (рис. 7, 8).

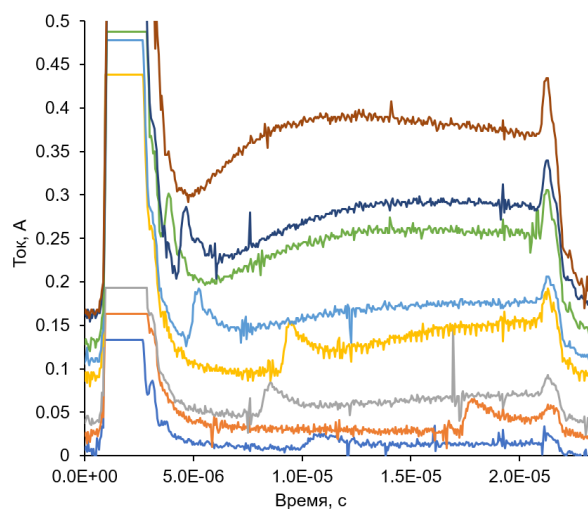


Рис. 7. Осциллограммы тока для случая, когда объёмный расход газа составляет $90 \text{ см}^3/\text{мин}$ и проходит через трубку диаметром 6 мм и длиной 0.2 м . Снизу вверх увеличивается приложенное напряжение от генератора: $4, 6, 8, 8, 10, 10, 12 \text{ кВ}$. Осциллограммы сдвинуты вверх по оси напряжения для лучшего наблюдения

При подаче высокого напряжения небольшие случайные всплески тока исчезают, но появляется широкий всплеск тока после 5 мкс от начала импульса. При напряжении 20 кВ всплеск тока после 10 мкс несколько спадает. Это говорит о сложном переходном режиме разряда.

Для всех значений расхода газа при низком напряжении ток незначительно отличается от тока утечки. При напряжении выше 10 кВ для объёмного расхода газа, составляющего $30 \text{ см}^3/\text{мин}$, ток превышает ток утечки (рис. 9). Ток плазмы становится заметным при объёмном расходе газа равном $30 \text{ см}^3/\text{мин}$ и при значении напряжения выше 5 кВ . Наблюдается десятикратное превышение тока плазменного разряда над током утечки при объёмном расходе газа $90 \text{ см}^3/\text{мин}$ и при амплитуде приложенного напряжения 12 кВ .

Заметим, что на рис. 9–12 ограничено максимальное напряжение для каждого линейных размеров трубок и объёмного расхода азота. При превышении данных значений амплитуды напряжения возникает дуговой разряд с большим значением тока, который не обеспечивается источником высокого напряжения. В результате дуги напряжение разряда падает, и полимерная трубка получает повреждение в месте возникновения дуги. Эти случаи исключались из анализа, и такие режимы не применялись для обработки трубок.

На рис. 10 представлены зависимости тока от приложенного напряжения для трубки диаметром 6 мм длиной 0.5 м . При объёмном расходе газа $5 \text{ см}^3/\text{мин}$ ток примерно соответствует току утечки. Отметим, что при увеличении длины трубки ток утечки несколько увеличивается, но незначительно.

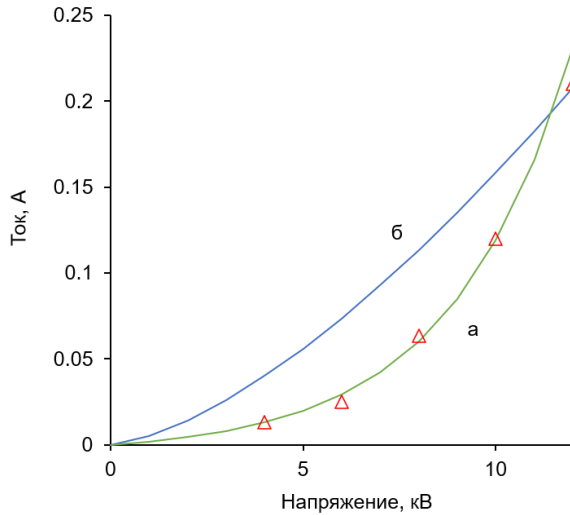


Рис. 8. Диаграмма зависимости тока от амплитуды приложенного напряжения. Объемный расход газа составляет $90 \text{ см}^3/\text{мин}$ и проходит через трубку диаметром 6 мм и длиной 0.2 м . Треугольники – экспериментальные данные, аппроксимированные экспоненциальной кривой (а). Для сравнения представлена кривая степенной функции (б), согласно закону Чайлда–Ленгмюра

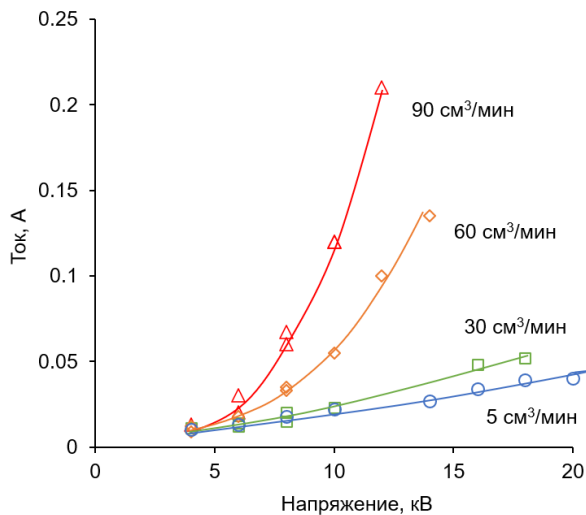


Рис. 9. Диаграмма зависимости тока от амплитуды приложенного напряжения для разных объемных расходов газа, проходящего через трубку диаметром 6 мм и длиной 0.2 м

При значении объемного расхода газа равного $30 \text{ см}^3/\text{мин}$ возникают всплески тока. При этом ток превышает ток утечки. Для значений расхода газа 60 и $90 \text{ см}^3/\text{мин}$ зависимость тока от напряжения изменяется экспоненциально, и ток намного выше тока утечки. Значение предельного напряжения, которое можно подать на электрод до образования дуги для данного размера трубки 0.5 м , находится выше, чем в предыдущем случае для трубки длиной 0.2 м . При объемном расходе газа $90 \text{ см}^3/\text{мин}$ увеличивается амплитуда всплеска тока, наблюдается пик тока в середине импульса около 10 мкс , а в конце импульса – падение тока (рис. 11).

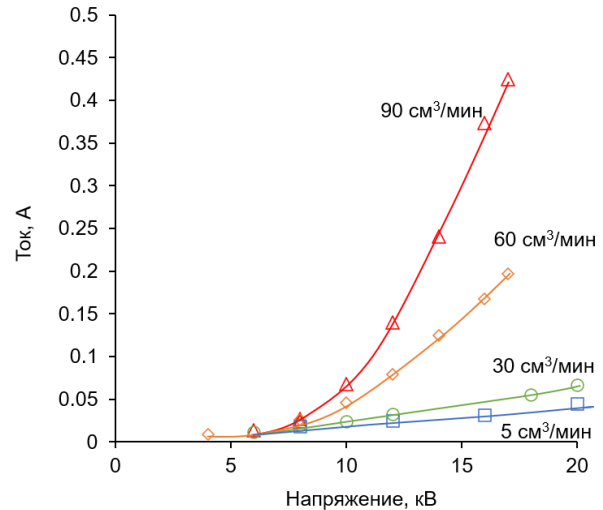


Рис. 10. Диаграмма зависимости тока от амплитуды приложенного напряжения для разных объемных расходов газа, проходящего через трубку диаметром 6 мм и длиной 0.5 м

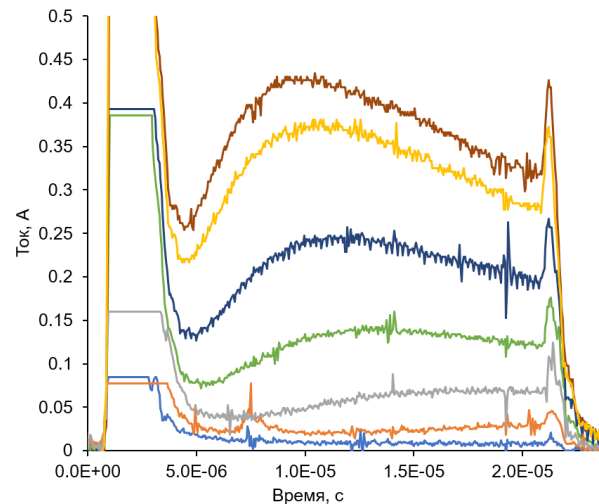


Рис. 11. Осциллограммы тока для случая, когда объемный расход газа составляет $90 \text{ см}^3/\text{мин}$ и проходит через трубку диаметром 6 мм и длиной 0.5 м . Снизу вверх увеличивается приложенное напряжение от генератора: $6, 8, 10, 12, 14, 16, 18 \text{ кВ}$. Осциллограммы сдвинуты вверх по оси напряжения для лучшего наблюдения

Ток в разряде с подводящей трубкой длиной 1 м при объемном расходе газа $5 \text{ см}^3/\text{мин}$ несколько превышает ток утечки, но линейная зависимость тока от приложенного напряжения сохраняется (рис. 12). Отметим, что для трубки длиной 1 метр приложенное напряжение 20 кВ не вызывает образование дуги для всех значений объемного расхода газа. При увеличении расхода газа ток разряда увеличивается и намного превышает ток утечки. Зависимость тока от напряжения для значений расхода газа 60 и $90 \text{ см}^3/\text{мин}$ имеет экспоненциальный характер.

На рис. 13 представлены данные измерения токов для случая, когда газ подается через трубку

длиной 1 м диаметром 12 мм. При увеличении диаметра трубки ток разряда остаётся равным току утечки при низком значении расхода газа. Повышение объёмного расхода газа несколько увеличивает ток разряда. Наблюдаются всплески во время импульса. При расходе газа, соответствующем значению $60 \text{ см}^3/\text{мин}$, ток разряда значительно превышает ток утечки. Кривая зависимости тока от напряжения соответствует экспоненциальной кривой. Дальнейшее увеличение потока газа увеличивает ток разряда, а экспоненциальный характер зависимости тока и напряжения сохраняется.

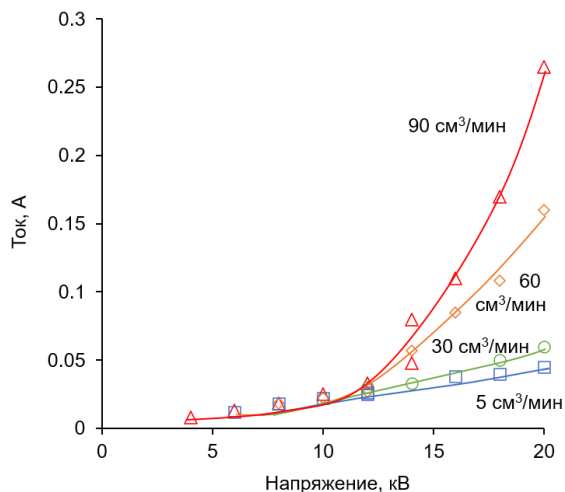


Рис. 12. Диаграмма зависимости тока от амплитуды приложенного напряжения для разных объёмных расходов газа, проходящего через трубку диаметром 6 мм и длиной 1 м

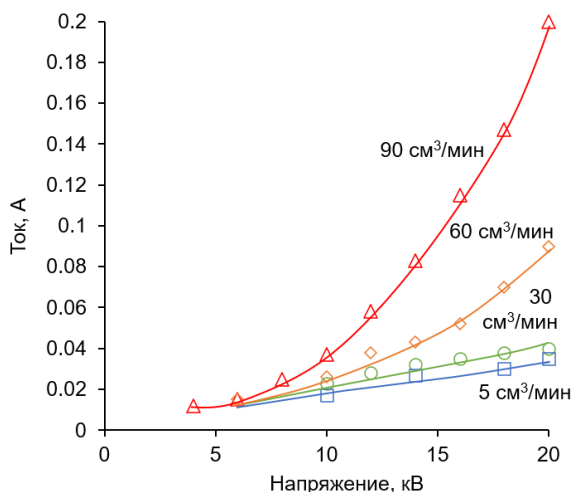


Рис. 13. Диаграмма зависимости тока от амплитуды приложенного напряжения для разных объёмных расходов газа, проходящего через трубку диаметром 12 мм и длиной 1 м

По результатам исследований отметим, что максимум роста тока в течение импульса зависит от потока газа и практически не зависит, или слабо зависит от приложенного напряжения. При значении расхода газа равного $60 \text{ см}^3/\text{мин}$ максимум тока наблюдается около 10 микросекунд от начала импульса. Затем ток спадает, тогда как при расходе

газ, соответствующему значению $90 \text{ см}^3/\text{мин}$, максимум тока наблюдается позднее 15 микросекунд и ток практически не спадает до конца импульса. Исключения составляют измерения с трубкой длиной 0.2 м, когда максимум тока при значении расхода газа $90 \text{ см}^3/\text{мин}$ наблюдается также около 10 микросекунд после начала импульса.

4. Обсуждение

Согласно закону Чайлда–Ленгмюра, ток в плазменном пространственном разряде описывается следующей формулой:

$$I = AU^{3/2},$$

где U – приложенное напряжение, I – ток разряда и A – константа, зависящая от газа, геометрии и формы электродов. Выполнение закона Чайлда–Ленгмюра наблюдается, строго говоря, в электронных диодах, где ток определяется термоэлектронной эмиссией. Но для низкотемпературной пространственной плазмы закон Чайлда–Ленгмюра сохраняется. Отклонение от закона Чайлда–Ленгмюра наблюдается для ряда случаев плазменного разряда.

В данной работе экспериментальные данные зависимости тока разряда от приложенного напряжения аппроксимируются либо линейной функцией при малом объёмном расходе газа, либо экспоненциальной функцией при большом расходе газа. Экспериментальные кривые не соответствуют степенной функции.

Возможно, отклонение от закона Чайлда–Ленгмюра связано со вторичной эмиссией электронов из полимерного материала под действием ионного пучка [21, 23]. И чем выше амплитуда приложенного напряжения, тем выше энергия ионов, бомбардирующих поверхность, и тем интенсивнее эмиссия электронов. Соответственно, наблюдается экспоненциальный характер изменения тока за счёт вклада вторичной эмиссии электронов. Ещё одна возможная причина связана с тем, что происходят выбивание и ионизация фрагментов макромолекул полимерной цепочки материала, что меняет параметры газовой среды в трубке, потенциал ионизации и подвижность носителей разряда.

Возможно, что данная плазменная система в некоторых условиях разряда может быть описана как полый катод, для которого характерен экспоненциальный рост тока при увеличении напряжения. О соответствии аналогичной ионно-плазменной системы для обработки внутренней поверхности трубчатых изделий полуму катоду посвящена работа Д. Маккензи [20]. Но в данном случае присутствует и барьерный разряд, где один из электродов системы закрыт диэлектриком. Помимо этого, эффект полого катода не даёт объяснения результатов работы по плазменной обработке внутренней поверхности нескольких трубок под одним электродом с развязкой газа по каждой из них [24]. Тогда можно говорить о появлении виртуального полого

катада. Но остаётся вопрос о причинах его появления. Можно высказать предположение о присутствии самоиндукции электрического поля ионами, запертыми в трубке по принципу ионной ловушки. Причём в каждой трубке создаётся своё поле, что позволяет подвергать ионной обработке всю внутреннюю поверхность по длине окружности. Однако подтверждения этому пока нет. Несомненно, что данный разряд имеет сложный переходной характер, когда в течение импульса высокого напряжения меняются условия разряда. Результаты измерений также показывают, что кривые вольтамперных характеристик зависят от геометрии системы: от длины и диаметра трубки.

На данный момент отсутствует подтвержденная гипотеза для объяснения феномена модификации ионным пучком внутренней поверхности трубчатых изделий. Работа в данном направлении исследований требует продолжения.

5. Выводы

В данной работе получены зависимости тока плазменного разряда от подаваемого высокого импульсного напряжения от источника, для различных размеров полимерных трубок и разного расхода газа. Выявлены особенности в зависимости тока в импульсе от приложенного напряжения для некоторых режимов ионно-плазменной обработки. Высказаны утверждения о причинах отклонения полученных зависимостей от закона Чайлда–Ленгмюра: влияние эффекта полого катода, вторичной эмиссии электронов и распыления материала и другие причины. Результаты работы необходимы для создания физической теории ионной обработки внутренней поверхности полых полимерных изделий, таких как сосудистые шунты и катетеры.

Работа выполнена в рамках государственного задания ИМСС УрО РАН.

Список литературы

1. Бокерия Л. А., Темрезов М. Б., Коваленко В. И. Хирургическое лечение больных с атеротромботическим поражением артерий нижних конечностей – выбор трансплантата при бедренно-подколенном шунтировании // *Анналы хирургии*. 2010. № 2. С. 5–8.
2. Devine C., McCollum C. Heparin-bonded Dacron or polytetrafluoroethylene for femoropopliteal bypass: five-year results of a prospective randomized multicenter clinical trial // *Journal of Vascular Surgery*. 2004. Vol. 4, № 5. P. 924–931. DOI: 10.1016/j.jvs.2004.08.033.
3. Klinkert P., Post P. N., Breslau P. J., van Bockel J. H. Saphenous vein versus PTFE for above-knee femoropopliteal bypass // *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. 2004. Vol. 27, № 4. P. 357–362. DOI: 10.1016/j.ejvs.2003.12.027.
4. Rychlik I. J., Davey P., Murphy J., O'Donnell M. E. A meta-analysis to compare Dacron versus polytetrafluoroethylene grafts for above-knee femoropopliteal artery bypass // *Journal of Vascular Surgery*. 2014. Vol. 60, № 2. P. 506–515. DOI: 10.1016/j.jvs.2014.05.049.
5. Stegemann J. P., Kaszuba S. N., Rowe S. L. Review: Advances in vascular tissue engineering using protein-based biomaterials // *Tissue Engineering*. 2007. Vol. 13, № 11. P. 2601–2613. DOI: 10.1089/ten.2007.0196.
6. Veith F. J., Moss C. M., Sprayregen S., Montefusco C. Preoperative saphenous venography in arterial reconstructive surgery of the lower extremity. // *Surgery*. 1979. Vol. 85, № 3. P. 253–256.
7. Попов Г. И., Попрядухин П. В., Юкина Г. Ю., Сухорукова Е. Г., Иванькова Е. М., Вавилов В. Н., Юдин В. Е. Морфологическое исследование биорезорбируемой трубчатой матрицы малого диаметра из поли (l-лактида) для тканеинженерного сосудистого имплантата // *Цитология*. 2020. Т. 62, № 1. С. 38–46.
8. Аганов И. И. Биосовместимые материалы. М.: Изд-во МИА, 2011. 537 с.
9. Maitz M. F., Martins M. C. L., Grabow N., Matschegewski C., Huang N., Chaikof E. L., Barbosa M. A., Werner C. Sperlinc C. The blood compatibility challenge. Part 4: Surface modification for hemocompatible materials: Passive and active approaches to guide blood-material interactions // *Acta Biomater*. 2019. Vol. 94. P. 33–43. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.06.019.
10. Jaffer I. H., Weitz J. I. The blood compatibility challenge. Part 1: Blood-contacting medical devices: The scope of the problem // *Acta Biomater*. 2019. Vol. 94. P. 2–10. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.06.021.
11. Brash J. L., Horbett T. A., Latour R. A., Tengvall P. The blood compatibility challenge. Part 2: Protein adsorption phenomena governing blood reactivity // *Acta Biomater*. 2019. Vol. 94. P. 11–24. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.06.022.
12. Gorbet M., Sperlinc C., Maitz M. F., Siedlecki C. A., Werner C., Sefton M. V. The blood compatibility challenge. Part 3: Material associated activation of blood cascades and cells // *Acta Biomater*. 2019. Vol. 94. P. 25–32. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.06.020.
13. Chudinov V., Kondyurina I., Terpugov V., Kondyurin A. Weakened foreign body response to medical polyurethane treated by plasma immersion ion implantation // *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*. 2019. Vol. 440. P. 163–174. DOI: 10.1016/j.nimb.2018.12.026.
14. Chudinov V. S., Shardakov I. N., Litvinov V. V., Solodnikov S. Y., Chudinova E. Y., Kondyurina I. V., Kondyurin A. V. Foreign body reaction to ion-beam-treated polyurethane implant // *Materials*. 2024. Vol. 17, 3833. DOI: 10.3390/ma17153833.
15. Chudinov V. S., Kondyurina I. V., Shardakov I. N., Svistkov A. L., Osorgina I. V., Kondyurin A. V. Polyurethane modified by plasma ion implantation for

- medical application // *Biophysics*. 2018. Vol. 63, № 3. P. 330–339.
16. Chudinov V. S., Kondyurina I. V., Terpugov V. N., Shardakov I. N., Maslova V. V., Solodnikov S. Yu., Fefilova I. V., Kondyurin A. V. Plasma ion treatment of polyurethane implants for reducing the foreign body rejection rate // *Biomedical Engineering*. 2020. Vol. 54. P. 255–257. DOI: 10.1007/s10527-020-10016-4.
 17. Zhang M., Wang Z., Zhang A., Liu L., Mithieux S. M., Bilek M. M. M., Weiss A. S. Development of tropoelastin-functionalized anisotropic PCL scaffolds for musculoskeletal tissue engineering // *Regenerative Biomaterials*. 2023. Vol. 10, rbac087. DOI: 10.1093/rb/rbac087.
 18. Chudinov V. S., Shardakov I. N., Litvinov V. V., Friend G. G., Solodnikov S. Yu., Maslova V. V. Assessment of blood clot formation in the rabbit artery upon implantation of polyurethane vascular prosthesis treated with nitrogen plasma // *Biophysics*. 2022. Vol. 67, № 6. P. 1011–1016. DOI: 10.1134/S0006350922060069.
 19. Шардаков И. Н., Чудинов В. С. Способ создания антитромбогенного покрытия на полимерных сосудистых протезах. Патент RU № 2721280 от 18.05.2020.
 20. Tran C. T., Ganesan R., McKenzie D. R. Quantifying plasma immersion ion implantation of insulating surfaces in a dielectric barrier discharge: how to control the dose // *Proc. R. Soc. A*. 2018. Vol. 474, 20180263. DOI: 10.1098/rspa.2018.0263.
 21. Anders A. *Handbook of Plasma Immersion Ion Implantation and Deposition*. New York: Wiley, 2000. 736 p.
 22. Reich H. J. *Theory and application of electron tubes*. New York: McGraw-Hill, 1944. 716 p.
 23. Оджаев В. Б., Козлов И. П., Попок В. Н., Свиридов Д. В. *Ионная имплантация полимеров*. Минск: Изд-во БГУ, 1998. 197 с.
 24. Kosobrodova E., Kondyurin A., Solodko V., Weiss A. S., McKenzie D. R., Bilek M. M. M. Covalent bio-functionalization of the inner surfaces of a hollow-fiber capillary bundle using packed-bed plasma ion implantation // *ACS Appl. Mater. Interfaces*. 2020. Vol. 12, № 28. P. 32163–32174. DOI: 10.1021/acsami.0c07070.
 3. Klinkert P., Post P. N., Breslau P. J., van Bockel J. H. Saphenous vein versus PTFE for above-knee femoropopliteal bypass. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 2004, vol. 27. no. 4, pp. 357–362. DOI: 10.1016/j.ejvs.2003.12.027.
 4. Rychlik I. J., Davey P., Murphy J., O'Donnell M. E. A meta-analysis to compare Dacron versus polytetrafluoroethylene grafts for above-knee femoropopliteal artery bypass. *Journal of Vascular Surgery*, 2014, vol. 60. no. 2, pp. 506–515. DOI: 10.1016/j.jvs.2014.05.049.
 5. Stegemann J. P., Kaszuba S. N., Rowe S. L. Review: Advances in vascular tissue engineering using protein-based biomaterials. *Tissue Engineering*, 2007, vol. 13, no. 11, pp. 2601–2613. DOI: 10.1089/ten.2007.0196.
 6. Veith F. J., Moss C. M., Sprayregen S., Montefusco C. Preoperative saphenous venography in arterial reconstructive surgery of the lower extremity. *Surgery*, 1979, vol. 85, no. 3, pp. 253–256.
 7. Popov G. I., Popryadukhin P. V., Yukina G. Y., Sukhorukova E. G., Ivankova E. M., Vavilov V. N., Yudin V. E. A morphological study of a bioresorbable tubular matrix of a small diameter from a poly(L-lactide) for a tissue-engineered vascular implant. *Cell and Tissue Biology*, 2020, vol. 14, pp. 294–301.
 8. Agapov I. I. *Biosovmestimye materialy* [Biocompatible materials]. Moscow: Medical Information Agency, 2011. 537 p. (In Russian)
 9. Maitz M. F., Martins M. C. L., Grabow N., Matschegewski C., Huang N., Chaikof E. L., Barbosa M. A., Werner C., Sperling C. The blood compatibility challenge. Part 4: Surface modification for hemocompatible materials: Passive and active approaches to guide blood-material interactions. *Acta Biomaterialia*, 2019, vol. 94, pp. 33–43. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.06.019.
 10. Jaffer I. H., Weitz J. I. The blood compatibility challenge. Part 1: Blood-contacting medical devices: The scope of the problem. *Acta Biomaterialia*, 2019, vol. 94, pp. 2–10. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.06.021.
 11. Brash J. L., Horbett T. A., Latour R. A., Tengvall P. The blood compatibility challenge. Part 2: Protein adsorption phenomena governing blood reactivity. *Acta Biomaterialia*, 2019, vol. 94, pp. 11–24. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.06.022.
 12. Gorbet M., Sperling C., Maitz M. F., Siedlecki C. A., Werner C., Sefton M. V. The blood compatibility challenge. Part 3: Material associated activation of blood cascades and cells. *Acta Biomaterialia*, 2019, vol. 94, pp. 25–32. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.06.020.
 13. Chudinov V., Kondyurina I., Terpugov V., Kondyurin A. Weakened foreign body response to medical polyurethane treated by plasma immersion ion implantation. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 2019, vol. 440, pp. 163–174. DOI: 10.1016/j.nimb.2018.12.026.

References

1. Bockeria L. A., Temrezov M. B., Kovalenko V. I. Surgical treatment of patients with atherothrombotic lesions of the arteries of the lower extremities - choice of graft in femoropopliteal bypass grafting. *Annals of Surgery (Russia)*, 2010, no. 2, pp. 5–8. (In Russian).
2. Devine C., McCollum C. Heparin-bonded Dacron or polytetrafluorethylene for femoropopliteal bypass: five-year results of a prospective randomized multicenter clinical trial. *Journal of Vascular Surgery*, 2004, vol. 4. no. 5, pp. 924–931. DOI: 10.1016/j.jvs.2004.08.033.

14. Chudinov V. S., Shardakov I. N., Litvinov V. V., Solodnikov S. Y., Chudinova E. Y., Kondyurina I. V., Kondyurin A. V. Foreign body reaction to ion-beam-treated polyurethane implant. *Materials*, 2024, vol. 17, 3833. DOI: 10.3390/ma17153833.
15. Chudinov V. S., Kondyurina I. V., Shardakov I. N., Svistkov A. L., Osorgina I. V., Kondyurin A. V. Polyurethane modified by plasma ion implantation for medical application. *Biophysics*, 2018, vol. 63, no. 3, pp. 330–339.
16. Chudinov V. S., Kondyurina I. V., Terpugov V. N., Shardakov I. N., Maslova V. V., Solodnikov S. Yu., Fefilova I. V., Kondyurin A. V. Plasma ion treatment of polyurethane implants for reducing the foreign body rejection rate. *Biomedical Engineering*, 2020, vol. 54, pp. 255–257. DOI: 10.1007/s10527-020-10016-4.
17. Zhang M., Wang Z., Zhang A., Liu L., Mithieux S. M., Bilek M. M. M., Weiss A. S. Development of tropoelastin-functionalized anisotropic PCL scaffolds for musculoskeletal tissue engineering. *Regenerative Biomaterials*, 2023, vol. 10, rbac087. DOI: 10.1093/rb/rbac087.
18. Chudinov V. S., Shardakov I. N., Litvinov V. V., Friend G. G., Solodnikov S. Yu., Maslova V. V. Assessment of blood clot formation in the rabbit artery upon implantation of polyurethane vascular prosthesis treated with nitrogen plasma. *Biophysics*, 2022, vol. 67, no. 6, pp. 1011–1016. DOI: 10.1134/S0006350922060069.
19. Shardakov I. N., Chudinov V. S. Sposob sozdaniia antitrombogennogo pokrytiia na polimernykh sosudistykh protezakh [Method for creating an antithrombogenic coating on polymer vascular prostheses]. RU Patent No. 2721280 issued on 18 May 2020.
20. Tran C. T., Ganesan R., McKenzie D. R. Quantifying plasma immersion ion implantation of insulating surfaces in a dielectric barrier discharge: how to control the dose. *Proc. R. Soc. A.*, 2018, vol. 474, 20180263. DOI: 10.1098/rspa.2018.0263.
21. Anders A. *Handbook of Plasma Immersion Ion Implantation and Deposition*. New York: Wiley, 2000. 736 p.
22. Reich H. J. *Theory and application of electron tubes*. New York: McGraw-Hill, 1944, 716 p.
23. Odzhaev V. B., Kozlov I. P., Popok V. N., Sviridov D. V. *Ionnaia implantatsiia polimerov* [Ion implantation of polymers]. Minsk: Belarusian State University, 1998. 197 p. (In Russian)
24. Kosobrodova E., Kondyurin A., Solodko V., Weiss A. S., McKenzie D. R., Bilek M. M. M. Covalent biofunctionalization of the inner surfaces of a hollow-fiber capillary bundle using packed-bed plasma ion implantation. *ACS Applied Materials & Interfaces Journal*, 2020, vol. 12, no. 28, pp. 32163–32174. DOI: 10.1021/acsami.0c07070.

Просьба ссылаться на эту статью в русскоязычных источниках следующим образом:

Чудинов В. С., Кондюрин А. В. Вольтамперные характеристики ионно-плазменной системы для обработки внутренней поверхности полых сердечно-сосудистых имплантатов // Вестник Пермского университета. Физика. 2026. № 1. С. 5–14. doi: 10.17072/1994-3598-20206-1-05-14

Please cite this article in English as:

Chudinov V. S., Kondyurin A. V. Volt-ampere characteristics of an ion-plasma system for treating the internal surface of hollow cardiovascular implants. *Bulletin of Perm University. Physics*, 2026, no. 1, pp. 5–14. doi: 10.17072/1994-3598-2026-1-05-14

Сведения об авторах

1. Вячеслав Сергеевич Чудинов, м.н.с., Институт механики сплошных сред УрО РАН, ул. Академика Королёва, 1, Пермь, 614013
2. Кондюрин Алексей Викторович, канд. техн. наук, старший научный сотрудник, Ewingar Scientific; 12 Japara rd., Ewingar, NSW 2469, Australia

Author information

1. Vyacheslav S. Chudinov, Junior Researcher, Institute of Continuous Media Mechanics UB RAS; 1, Akademika Koroleva st., Perm, 614013, Russia
2. Alexey V. Kondyurin, Candidate of Engineering Sciences, Senior Researcher, Ewingar Scientific; 12 Japara rd., Ewingar, NSW 2469, Australia