

УДК 577.5,533.3

ПЛАЗМООБРАЗУЮЩИЕ ПОЛИМЕРНЫЕ СРЕДЫ ДЛЯ ИНЕРЦИАЛЬНОГО ТЕРМОЯДЕРНОГО СИНТЕЗА И БИОИНЖЕНЕРИИ

Д.Д. Медведев, С.Л. Недосеев, В.М. Нистратов, В.П. Смирнов, В.А. Петяев, П.В. Шварцкопф, Л.М. Заитов, Д.Д. Масленников (РНЦ «Курчатовский институт», Москва, Россия), В.И. Севастьянов, В.А. Егорова, А.Ю. Мелентьев (АНО «Институт медико-биологических исследований и технологий», Москва, Россия), В.Н. Василец (Филиал института энергетических проблем химической физики РАН, Черноголовка, Московская обл., Россия)

Рассмотрены два случая создания плазмы из микрогетерогенной малоплотной полимерной среды, применяемой для решения двух различных практических задач. Первый случай — лайнер для самосжатого разряда, Z-пинча, в экспериментах по инерциальному термоядерному синтезу. Другой случай — пористый матрикс для создания биомедицинских имплантатов в клеточных технологиях. Описаны методики приготовления пористых сред с нанометровой структурой волокон из агар-агара, полиуретана и полиоксибутирата. В опытах по сжатию Z-пинчей нарастающий мегаамперный ток через полимерный лайнер filamentирован. При этом разрядный ток переключается на редкую плазму filament, а плазмообразование основной части вещества лайнера оказывается затянутым во времени. В опытах по плазменной обработке пористых матриксов использованы несамостоятельный объемный разряд, поддерживаемый импульсным релятивистским электронным пучком в двухфазной гетерогенной среде, и частотно-импульсный наносекундный диэлектрический барьерный разряд. Оба вида разрядов применены для данной задачи впервые.

Ключевые слова: малоплотная полимерная среда, лайнер, инерциальный термоядерный синтез, пористый матрикс, клеточные технологии, электронный пучок, несамостоятельный объемный разряд, наносекундный барьерный разряд.

PLASMA PRODUCING POLYMER MATERIAL FOR INERTIAL THERMONUCLEAR FUSION AND BIOENGINEERING. D.D. MEDVEDEV, S.L. NEDOSEEV, V.M. NISTRATOV, V.P. SMIRNOV, V.A. PETJAEV, P.V. SHVARTSKOPF, L.M. ZAITOV, D.D. MASLENNIKOV, V.I. SEVASTJANOV, V.A. EGOROVA, A.Yu. MELENTJEV, V.N. VASILETS. Two cases of plasma production from microheterogeneous polymer foam, applied to the absolutely various practical tasks are considered. The first case is a liner for the self-imploded discharge, z-pinch, in experiments on inertial thermonuclear fusion. The other case is a porous matrix for implants in biomedical and cellular technologies. Techniques of preparation of the foam with nanometer structure of fibers from agar-agar, polyurethane and polyoxibutirate are described. In z-pinch experiments an increasing magampere current through the foam liner is filamented. Thus, the current is switched to rare filament plasma and the plasma production of the basic part of the foam liner is delayed in time. In experiments on plasma processing of the porous matrixes, the semi-self-sustained discharge supported by a pulse relativistic electron beam in the foam, and pulse-frequency nanosecond dielectric barrier discharge are used. Both kinds of the discharges are applied to the given task for the first time.

Key words: polymer foam, liner, inertial fusion, porous matrix, cellular technologies, electron beam, semi-self-sustained discharge, nanosecond barrier discharge.

ВВЕДЕНИЕ

Для осуществления и поддержания техногенного плазменного состояния вещества необходимы, как известно, два фактора — достаточно интенсивные энергетические потоки и плазмообразующая среда. В разных плазмах роль этих факторов различна. Например, в примитивной по составу термоядерной ДТ-плазме токамака решающая роль принадлежит организации энергетики её заряженного компонента и магнитного поля, в котором она удерживается. В разнообразной низкотемпературной плазме химических соединений определяющую роль играет её состав и, зачастую, параметры нейтрального компонента. Особую область занимает излучающая плазма многозарядных ионов, характерная, например, для ядерного взрыва или для хольраумов термоядерного микровзрыва. В этой плазме главным фактором является энергоперенос излучением.

Энергетика процессов приготовления плазмы, плазмообразования, обычно считается второстепенной на фоне энергетических состояний, достигаемых в плазме в результате её нагрева. Например, в термоядерной ДТ-плазме с температурой ~10 кэВ или в излучающей плазме хольраума с температурой многозарядных ионов урана или вольфрама 0,3—0,5 кэВ на один ион приходится энергия, в сотни раз превышающая энергию фазового перехода из нейтрального в ионизованное, плазменное, состояние вещества. Однако в реальном эксперименте имеются случаи, когда роль процессов начального плазмообразования существенна для конечного результата.

В статье мы рассмотрим два случая создания плазмы из микрогетерогенной малоплотной твердотельной среды, применяемой для решения двух совершенно различных практических задач. Первый случай — лайнер для самосжатого разряда, Z-пинча в экспериментах по инерциальному термоядерному синтезу. Другой случай — пористый матрикс для создания биомедицинских имплантатов в замещающей хирургии, трансплантологии и клеточных технологиях. При всём различии назначений и параметров образующейся плазмы молекулярно-химический состав, усреднённая массовая плотность и тонкая геометрическая структура плазмообразующей среды, применяемой в обоих случаях, весьма сходны, что позволяет рассматривать эти случаи совместно.

В статье будут рассмотрены способы создания таких плазмообразующих сред и изделий из них, особенности плазмообразования в этих средах в соответствующих условиях их использования.

СПОСОБЫ СОЗДАНИЯ ГЕТЕРОГЕННЫХ ПОЛИМЕРНЫХ ПЛАЗМООБРАЗУЮЩИХ СРЕД

Лайнер для сильноточного самосжатого разряда. При создании и исследовании излучающих Z-пинчей мультитераваттной мощности требуются сверхбыстрое ускорение (более 10^{14} см/с²) и сжатие плотных осесимметричных плазменных объектов мультимегаамперными импульсами тока наносекундной длительности. В опытах с многомегаамперными наносекундными разрядами на установках «Ангара-5-1», «Z» [1] и им подобных для компактной имплозии пинча (лайнера) необходимо создание начальной плазмы в виде полого цилиндра с массой 0,1—10 мг, радиусом 0,5—2 см, высотой 1—3 см, толщиной стенки ~1 мм и меньше. Кроме жестких геометрических требований, необходимо также обеспечить требуемый элементный состав плазмообразующего вещества, когда задаются условия нейтронного или рентгеновского излучения пинча.

Существующие возможности современной техники эксперимента ограничили практический выбор двумя вариантами плазмообразующего объекта: осесимметричная многопроволочная сборка с прямолинейной образующей или тело вращения из трёхмерной твердотельной сетки, которую формируют тонкие полимерные волокна, хаотически расположенные и ориентированные в плазмообразующем пространстве. В последнее время появилось много интересных результатов исследований излучающих Z-пинчей в плазме многопроволочных цилиндрических или коническихборок [1]. К сожалению, сделать из проволочек диаметром 3—6 мкм азимутально однородную осесимметричную сборку с криволинейной образующей (часть сферы, например) пока не удалось. Напротив, методика приготовления лайнеров из трёхмерной полимерной сетки позволяет изготавливать образцы достаточно сложной формы и состава. Рассмотрим некоторые подробности этой методики.

Методика создания лайнеров из гетерогенного вещества малой плотности. Применительно к задачам «Ангара-5-1» впервые была разработана методика приготовления лайнеров заданной формы, размеров и массы из малоплотной микрогетерогенной твердотельной среды, которая получила условное название пены, хотя, строго говоря, пеной она не является. «Пена» представляет собой трёхмерную хаотическую сетку с характерным размером ячейки 10—30 мкм при толщине волокон порядка 1—3 мкм, при усреднённой плотности среды от 1 мг/см³ и более. Структура твердотельной сетки односвязна, т.е. в ней отсутствуют замкнутые поры. Образцы, используемые в экспериментах, имели цилиндрическую форму с радиусом 1—10 мм при погонной массе от 30 мкг/см и более. Применяемая «пена» состояла из агар-агара (C₁₂H₁₈O₈)_n — водорастворимого полисахарида, который при необходимости импрегнировался добавками из микрокристаллов солей (CsJ, KCl и др.) или нанопорошками из тугоплавких материалов (Mo, W, TiN). В основе методики лежит процесс сублимационной вакуумной сушки образцов требуемой формы, приготовленных из замороженного водного геля с малой концентрацией гелеобразующего вещества (агар-агара) и с необходимым количеством излучающих добавок. Из геля замораживанием получались ледяные заготовки, в данном конкретном случае это были цилиндры с толщиной стенки ~100 мкм, которые отправлялись в вакуумную камеру для сублимационной сушки. Сушка проводилась при комнатной температуре стенок вакуумной камеры, при этом интенсивность испарения водяного льда оказывалась достаточной для поддержания отрицательной температуры ледяной заготовки и обеспечения жёсткости всей системы до полного удаления воды и образования твердотельной «пены». Описанный спо-

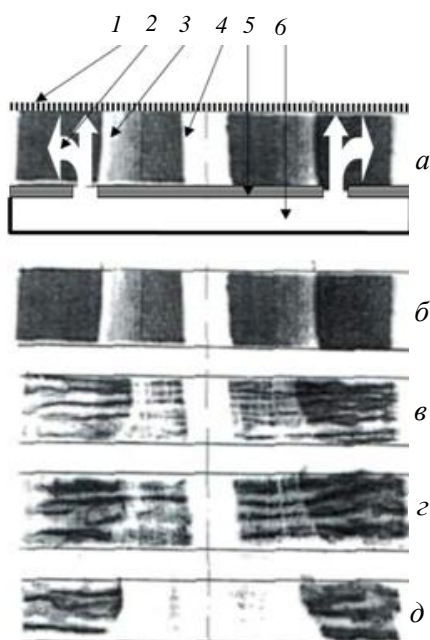


Рис. 1. Лазерные теневые фотографии коаксиальной композиции из двух пенных лайнеров и внешней плазменной короны-предыонизатора: *а* — схема устройства: 1 — анодный сетчатый электрод; 2 — поток газа от импульсного клапана для внешней короны-предыонизатора; 3 — внешний пенный лайнер диаметром 22 мм; 4 — внутренний пенный лайнер диаметром 4,5 мм; 5 — катодный электрод; 6 — импульсный газовый клапан; *б* — «нулевая картинка» композиции до включения вспомогательной внешней газовой струи; *в, г, д* — структура электронной плотности плазмы, образующейся во внешнем пенном лайнере после того, как на него переключился ток из внешней короны. Плазма — светлый фон. Длительность экспозиции кадра 2 нс. Интервал между кадрами 15 нс. Кадр *в* соответствует моменту, когда значение разрядного тока превышает 2 МА

соб приготовления лайнеров из микроструктурной твердотельной пены для термоядерных исследований запатентован [2].

В экспериментах по токовому самосжатию лайнеров и Z-пинчей [1] приготовленный лайнер помещался в межэлектродном зазоре 1—1,5 см на оси концентратора мультимегаамперного тока с вакуумной магнитной самоизоляцией. К зазору подводился импульс напряжения 1—3 МВ с фронтом ~100 нс, происходил электрический пробой лайнера, образовавшаяся плазма ускорялась и сжималась амперовой силой [jH], производя импульс рентгеновского излучения мультитераваттной мощности длительностью в несколько наносекунд. В экспериментах создавались и исследовались сложные композиции из пенных и газовых лайнеров. Один из вариантов представлен на рис. 1.

На рис. 1 показаны лазерные теневые фотографии коаксиальной композиции из двух пенных лайнеров и внешней плазменной короны-предыонизатора (внешний лайнер из агара диаметром 22 мм, массой 130 мкг/см, внутренний — диаметром 4,5 мм, массой 200 мкг/см из агара с 50%-ной примесью молибдена, корона — ксенон, диаметр 5 см, погонная масса короны ~10 мкг/см). На рис. 1, *а* дана «нулевая картинка» композиции до включения вспомогательной внешней газовой струи. Видно, что внешний пенный лайнер полупрозрачен для лазерного излучения, внутренний пенный лайнер непрозрачен для лазерного излучения. Импульсное включение потока газа внешней струи несколько исказило форму внешнего пенного лайнера в прианодной зоне, что видно на рис. 1, *б* и далее. Процесс плазмообразования в такой системе будет проанализирован далее. Здесь же рассмотрим применение подобной гетерогенной среды и методики её приготовления для совершенно иной задачи.

Пористые полимерные матрицы для биомедицинских задач и клеточных технологий. В области исследований, далекой от проблем инерциального термоядерного синтеза, а именно в тканевой инженерии, клеточных технологиях интенсивно развивается принципиально новый подход к восстановлению функций поражённых жизненно важных органов человека. В поражённый орган вводится живая культура здоровых клеток, которым создают условия для приживания, пролиферации и постепенного замещения клеток

больной ткани. Необходимыми компонентами для реализации этого подхода являются искусственные носители живых клеток — матрицы, имитирующие естественные внеклеточные матрицы организма. В организме внеклеточный матрикс составляет основу соединительной ткани. Он образуется её клетками и обеспечивает механическую поддержку тканей. У большинства животных преобладающим компонентом внеклеточного матрикса является коллаген — фибриллярный белок, составляющий основу соединительной ткани (сухожилие, кость, хрящ) и обеспечивающий её прочность. Коллагеновые волокна прочны на разрыв и малоэластичны. Из коллагена делают и искусственные матрицы.

К сожалению, коллагеновые искусственные матрицы имеют нерегулируемое время биodeградации, срок их функционирования в организме мал (до 1 месяца), что недостаточно для полного восстановления живых тканей. Поэтому в клеточных технологиях используют также имплантаты, построенные на основе искусственных биосовместимых материалов. Одним из новейших направлений в биотехнологии является конструирование объёмных пористых матрикс-носителей из биосовместимых биodeградируемых полимеров естественного происхождения. В частности, к ним относятся полиоксидантаны — искусственные биоразрушаемые полимеры — продукты жизнедеятельности бактерий [3].

Искусственный матрикс — трехмерная хаотическая сетка заданной структуры и размеров, состоящая из волокон полимерного материала. Структура сетки должна быть односвязной, т.е. не иметь замкнутых пор, и полимодальной, т.е. состоять из волокон и ячеек размером в диапазоне от ~ 100 мкм до ~ 100 нм. Пористость матрикса должна быть масштаба 90%, следовательно, усреднённая плотность пористой среды масштаба 100 мг/см^3 . Ячейки пористой среды размером, многократно превышающим размеры имплантируемых клеток, необходимы для инфильтрации клеток в объём матрикса. Наличие системы ячеек меньшего (микро- и нанометрового) размера необходимо для подвода питательных веществ и выведения продуктов жизнедеятельности клеток.

С целью управления размерами ячеек, их количеством и распределением по объёму матрикса нами разработан способ приготовления биомедицинских полимерных матриксов, который является направленным развитием метода приготовления лайнеров заданной формы.

Естественно, что вещество биоматрикса должно быть нерастворимым в воде, иначе он не сможет просуществовать в организме необходимое для лечения время. Поэтому агар-агар не применяется для создания матриксов. Мы применяли медицинский полиуретан (ПУ) и высокоочищенный бактериальный сополимер полиоксидобутирата с валератом (ПОБ/ПОВ) — разновидность полиоксиалканата [3].

Для приготовления полиуретанового геля использован растворитель диметилсульфоксид (ДМСО), имеющий температуру замерзания около 18°C . Для приготовления геля ПОБ/ПОВ применяли дихлорэтан ($t_{\text{пл}} = -36,6^\circ\text{C}$) в сочетании с ледяной уксусной кислотой ($t_{\text{пл}} = +18^\circ\text{C}$). Гели замораживались в формах необходимых размеров и подвергались вакуумной лиофильной сублимационной сушке с самоохлаждением аналогично тому, как это делалось при получении пористых агар-агаровых лайнеров.

На рис. 2 и 3 представлены фотографии лабораторных образцов матриксов из ПУ и ПОБ/ПОВ, полученных по этой методике. На рис. 3 даны фотографии уникальной тонкой структуры матрикса ПОБ/ПОВ, зарегистрированной с помощью сканирующего электронного микроскопа.

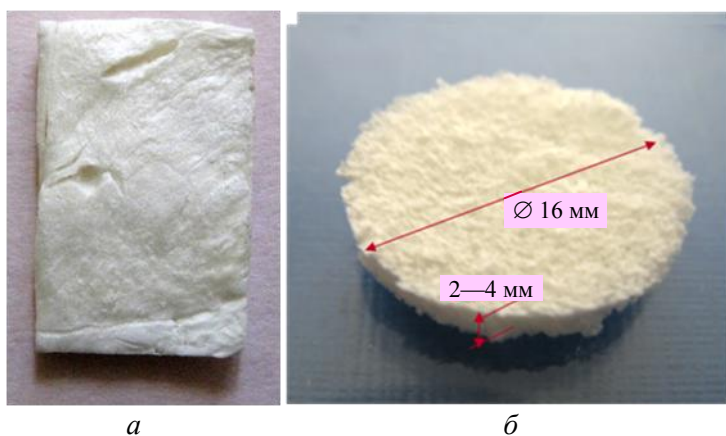


Рис. 2. Фотографии лабораторных образцов матриксов из ПУ и ПОБ/ПОВ: *a* — матрикс из полиуретана, размер $17 \times 10 \times 3$ мм; *б* — матрикс ПОБ/ПОВ

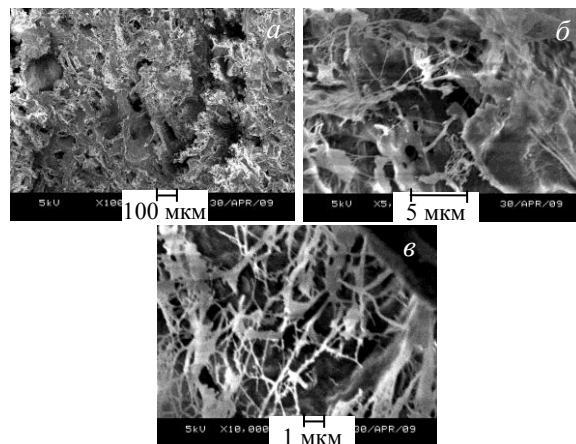


Рис. 3. Макро- (*a*), микро- (*б*) и наноструктура (*в*) пористого вещества матрикса ПОБ/ПОВ соответственно, показанного на рис. 2, *б*

ПЛАЗМА ПОЛИМЕРНЫХ ГЕТЕРОГЕННЫХ СРЕД

Как уже говорилось, изделия из гетерогенной полимерной среды — лайнеры предназначены для создания в высоком вакууме плазмы с точными геометрическими характеристиками и с малой массой, порядка сотни микрограмм при сантиметровых габаритах. Такая плазма является физической нагрузкой быстрых сверхтераваттных самосжатых разрядов с высоким темпом нарастания тока — сверхмощных импульсных источников мягкого рентгеновского излучения. На основе описанных лайнеров стали возможными и реализованы в опытах различные композитные пространственно неоднородные плазмообразующие структуры с заданными размерами, массой, составом и начальным агрегатным состоянием плазмообразующего вещества. В частности, лайнер из агар-агаровой пены с молибденовым нанопорошковым наполнителем использован в качестве внутреннего каскада двойной лайнерной системы, которая составила основу современных экспериментов по инерциальному УТС. Однако процесс плазмообразо-

вания в этих условиях оказался не столь простым, как это предполагалось в первых физических моделях имплозии лайнера.

Изделия из гетерогенной полимерной среды — матриксы, предназначенные для биомедицинских целей, подвергаются плазменному воздействию с совершенно иной целью: необходима плазменная модификация поверхности внутренних волокон матрикса без нарушения его полимодальной тонкой структуры и без разрушения объёмного молекулярного строения биополимера. Соответственно, уровень мощности электрических разрядов в таких средах несопоставимо мал в сравнении с мультитераваттными Z -пинчами. Но проблемы их реализации столь же сложны.

«Холодный старт» сверхтераваттных Z -пинчей и затянутое плазмообразование в гетерогенных плазмообразующих средах. Практически все известные эксперименты со сверхтераваттными самосжатыми разрядами выполнены в условиях «холодного старта», т.е. при пробое плазмообразующего вещества физической нагрузки основным быстронарастающим разрядным током (3—20 МА, 10^{13} — 10^{14} А/с, 30—100 нс). В этих условиях процесс полного перевода плотного плазмообразующего вещества в плазменный объект с массой и геометрией, соответствующими исходному изделию, не успевает завершиться к моменту, когда силы [jH] становятся существенным фактором динамики сжатия. Даже при микронных размерах элементов структуры твердотельной фазы плазмообразование оказывается затянутым на значительную часть всей длительности быстрого самосжатого разряда, которая составляет примерно 100 нс.

В лайнере из гетерогенного плазмообразующего вещества основной причиной затянутого плазмообразования может быть относительно медленное испарение (абляция) его конденсированного компонента. На самой начальной стадии плазмообразования, в первые 20—30 нс, разрядный ток переключается на редкую плазму, заполняющую пространство между плотными элементами структуры гетерогенной среды. Тепловое расширение плазмы и сносная сила [jH] уводят образующуюся плазму, по которой течёт ток, из зоны плазмообразования, снижая тем самым тепловое воздействие на конденсированную плазмообразующую фазу и замедляя процесс плазмообразования. Скорость испарения конденсированной фазы определяется размерами, составом и термодинамическими свойствами её составляющих. В лайнерах с неупорядоченной, хаотичной гетерогенной структурой (твердотельная пена) наиболее крупные её элементы могут остаться на начальном радиусе неиспаренными. Таким образом, в гетерогенном веществе плазмообразование на начальном радиусе лайнера может длиться в течение всего периода нарастания тока пинча. Затянутое плазмообразование в быстрых сверхтераваттных разрядах существенно влияет на массо- и энергоперенос в сжимающемся пинче (лайнере).

Экспериментальные результаты [1] показывают, что в начальной стадии нарастания тока через лайнер ток распределён неоднородно по веществу лайнера, филаментирован. Это состояние является следствием развития перегретой неустойчивости токовой плазмы. Оно может существовать довольно длительное время и при весьма значительных разрядных токах. В условиях [1] это 20—70 нс и 1—2 МА соответственно. Филаментация лайнера хорошо видна на рис. 1, в, г.

Рис. 1, предварительно рассмотренный ранее, представляет структуру электронной плотности плазмы, образующейся во внешнем пенном лайнере после того, как на него переключился ток из внешней короны. Для исследования плазмы применялось лазерное теневое зондирование импульсами с экспозицией около 2 нс с интервалом 15 нс между кадрами. Кадр на рис. 1, в приходится на момент, когда полный ток через композицию превышает 2 МА. Плазма внешней газовой короны имеет выраженную аксиальную неоднородность плотности, что проявляется в виде горизонтальных полос, занимающих всё поле зрения прибора (оно меньше, чем диаметр короны). На кадрах рис. 1, в, г эти полосы видны как вне пенного лайнера, так и на его фоне, что свидетельствует об относительно малой плотности пенной плазмы в это время. На этих же кадрах во внешнем пенном лайнере видны продольные филаменты с поперечным размером порядка 100 микрон. Они сливаются в практически непрозрачный плазменный слой на кадре рис. 1, д. Длительность процесса плазмообразования ~30 нс, величина полного тока, приходящегося на одну филаменту, ~20—30 кА. Данный эксперимент показывает, что, несмотря на наличие внешней короны, по которой течёт ток масштаба 2 МА и которая облучает пенный лайнер интенсивным потоком частиц и квантов, для этого пенного лайнера в момент быстрого переключения на него тока фактически реализуется режим «холодного старта».

В условиях [1] действие магнитного давления тока, текущего через отдельную филаменту, вызывает магнитную контракцию отдельных филамент. Суммарное магнитное взаимодействие многих филамент до начала имплозии лайнера как целого вызывает радиальный снос плазмы филамент, так что лайнер оказывается разрушенным ещё до начала его сжатия. При этом разрядный ток переключается на редкую плазму филамент, а плазмообразование основной части вещества лайнера оказывается затянутым во времени.

Плазменная обработка биоматрикс. Имплантатом становится пористый матрикс, поверхность волокон которого обработана с целью достижения заданных биохимических и биологических характеристик. Клетки взаимодействуют с поверхностью волокон матрикса. Для оптимизации этих взаимодействий и управления ими на поверхность полимерных волокон матрикса приходится наносить различные покрытия.

Прежде всего отметим, что большинство полимеров, применяемых для изготовления пористых трёхмерных матриксов, гидрофобны, что является нежелательным фактором, снижающим жизнеспособность клеток. Управляемая гидрофилизация поверхностей внутренней структуры матрикса — первое необходимое условие его модифицирования.

Способы нанесения гидрофильных покрытий на открытые полимерные поверхности или пленки, вообще говоря, известны. Прежде всего это обработка поверхности полимера неравновесной газоразрядной плазмой. Подробное рассмотрение плазмохимического действия на поверхности полимеров представлено, например, в [4]. Плазменная обработка изменяет поверхностную энергию полимера и, как следствие, приводит к улучшению гидрофильности и адгезии поверхности. С этой целью используются разряды, создающие пространственно однородную плазму с энергичными электронами, при низкой температуре нейтрального компонента.

Проблема в том, что в случае пористого объёмного полимерного матрикса плазменное нанесение покрытий на поверхность волокон, образующих его внутреннюю структуру, может быть затруднено. Действительно, в структуре, описываемой капиллярной моделью, длина капиллярных каналов в матриксе составляет миллиметры, а поперечные размеры канала — микроны. Газоразрядная плазма, эффективная при обработке открытых поверхностей полимеров, глубоко проникнуть в такие каналы не может. При кинетическом режиме движения частиц по капиллярным каналам, вероятном для малых капилляров, среднее время жизни активных частиц τ относительно некоторого избранного гетерогенного процесса можно оценить, вводя вероятность γ гетерогенного химического взаимодействия при соударении частицы с поверхностью. Тогда получим $\tau \sim d/(v\gamma)$, где d — поперечный размер капилляра, v — средняя скорость хаотического движения частиц в капилляре. Отсюда следует оценка диффузионной длины $L_{\text{кап}} \sim (D\tau)^{1/2} \sim d/\gamma^{1/2}$, получаемая в предположении, что длина свободного пробега частицы λ при малой плотности газа определяется диаметром капилляра $\lambda \sim d$. При $\gamma \sim 0,01$ диффузионная длина составит около 10 диаметров капилляра, т.е. глубинная обработка внутренней поверхности длинных капилляров затруднительна — активные частицы погибнут на их стенках при входе.

Полимодалная структура наших матриксов, имеющая вид трёхмерных хаотических сеток, состоящих из волокон микро- и нанометровых размеров, не совсем соответствует капиллярной модели. В отличие от капиллярной модели, которая односвязна по плотной фазе и неодносвязна по пустому пространству, волоконная модель описывает структуру, в которой односвязно пустое пространство между волокнами. В волоконной структуре пробег частицы по пустому пространству вовсе не ограничен расстоянием между волокнами. В простейшей волоконной модели можно представить отдельное волокно цилиндром с радиусом r и длиной h . Таких цилиндров в кубическом сантиметре структуры будет $n = \rho/(\pi r^2 h \rho^*)$, где ρ — усреднённая по объёму плотность волоконной структуры, ρ^* — плотность вещества, из которого состоит волокно. Для наших малоплотных матриксов $\rho/\rho^* \gg 1$. Сечение волокна цилиндра $\sigma \sim 2rh$, следовательно, длина пробега частицы в среде с хаотически ориентированными волокнами оценится как $\lambda \sim 1/(n\sigma) \sim (\rho^*/\rho)r$. Поэтому в малоплотной волоконной сетке диффузионная длина будет $L_{\text{вол}} \sim (\rho^*/\rho)r/\gamma^{1/2}$, и ограничения на проникновение плазмы или отдельных её частиц в волоконную среду могут быть не столь жёсткими.

Но в реальной полимодалной среде размеры и ориентировка волокон и межволоконных зазоров могут сильно различаться в разных точках среды. Поэтому, во всяком случае в связи с названной проблемой, актуальной является практическая конкретная задача разработки новых электрофизиче-

ских и плазмохимических методов гидрофилизации и биологической функционализации внутренней поверхности объёмных высокопористых микро- и наноструктурных матриц. Для этого нужно применить такие разряды, которые происходили бы в гетерогенной двухфазной среде и были бы при этом пространственно однородными, не контрагировались. Пространственная локализация разрядного тока не должна разрушать структуру матрикса, разряд должен модифицировать только поверхность тонких волокон внутри матрикса. Как уже говорилось ранее, контракция, филаментация самостоятельных разрядов в плотной плазмообразующей среде — проявление перегревной неустойчивости — естественное свойство самостоятельного разряда. Необходимы меры, предотвращающие контракцию разряда.

В наших опытах по плазменной обработке пористых малоплотных матриц мы применили два вида разрядов: несамостоятельный объёмный разряд, поддерживаемый импульсным релятивистским электронным пучком в двухфазной гетерогенной среде [5], и частотно-импульсный наносекундный диэлектрический барьерный разряд [6]. Оба вида разряда применены для данной задачи впервые. Они обеспечили управляемую гидрофилизацию волокон внутренней структуры матриц. Лабораторные образцы обработанных матриц успешно прошли стандартизованные биомедицинские испытания на гемолиз и цитотоксичность.

Несамостоятельный объёмный разряд, поддерживаемый импульсным релятивистским электронным пучком в двухфазной гетерогенной среде. Разряд для обработки внутренней поверхности объёмных пористых матриц из биополимеров, при котором химически активная плазма создаётся внутри всего объёма пористого матрикса, реализован на установке «ЭХО». Это несамостоятельный объёмный разряд атмосферного давления, поддерживаемый электронным пучком в двухфазной гетерогенной среде. Схема организации разряда показана на рис. 4. Полимерный пористый матрикс помещают между электродами, которые создают в нем электрическое поле с напряженностью ниже пробойной (8 кВ, 0,5 см, 1 атм, воздух), а для инициирования и поддержания несамостоятельного объёмного разряда в пористом матриксе используется релятивистский электронный пучок (РЭП) с энергией

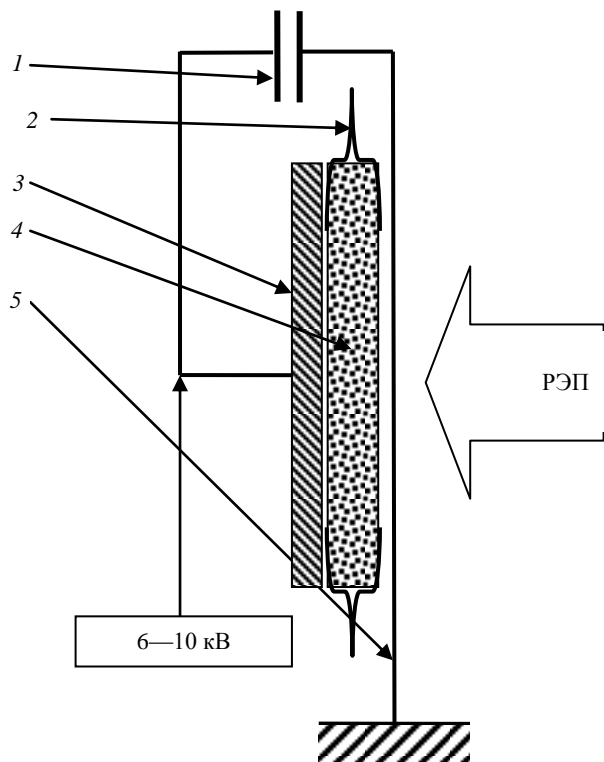


Рис. 4. Схема организации объёмного несамостоятельного разряда, поддерживаемого электронным пучком в гетерогенной среде: 1 — разрядный конденсатор; 2 — изоляторы, защищающие от поверхностного пробоя; 3 — высоковольтный толстый электрод; 4 — гетерогенная малоплотная среда-матрикс; 5 — тонкий заземленный электрод

электронов 3,5 МэВ, пронизывающий материал матрикса. РЭП входит в матрикс через тонкий заземлённый электрод и, проходя через матрикс, полностью поглощается в высоковольтном электроде, имеющем достаточную толщину.

Электроны в гетерогенном веществе матрикса производят два действия:

1. В объёме газовой фазы, заполняющей пространство между волокнами и обладающей сравнительно малой плотностью, электронный пучок тормозится сравнительно слабо, но при этом он производит объёмную первичную ионизацию газа, заполняющего ячейки. Если при этом на матрикс наложено электрическое поле достаточной напряжённости, то во внутренней структуре матрикса возникает объёмный, пространственно однородный несамостоятельный электрический разряд. Разряд существует, пока пространственную трёхмерную сетку матрикса пронизывает электронный пучок. При этом разряд пространственно однороден, не образует узких токовых каналов. Образующаяся газоразрядная плазма действует на поверхность твердотельной сетки внутри матрикса, осуществляя её модификацию в заданном направлении, например, увеличивая гидрофильность или повышая биосовместимость матрикса с

соответствующими биологическими объектами. Электроны газоразрядной плазмы не проникают вглубь полимера и не изменяют его объёмных характеристик. Но они изменяют молекулярную структуру поверхности волокон, образующих матрикс;

2. В объёме полимерных волокон, твёрдой фазы, плотность которой на три порядка больше плотности газовой фазы, электроны пучка тормозятся существенно сильнее, производя в веществе полимера различные радиационно-химические процессы, которые могут привести к изменению молекулярного состава и структуры полимера. Полная поглощённая полимером радиационная доза от электронного пучка не должна достигать предела, при котором в веществе полимера, образующего матрикс, наступают необратимые изменения физико-химических и биохимических характеристик. Это ограничивает допустимую дозу значением $D_{\text{макс}} \sim 20$ кГр. Названное значение дозы известно из опыта радиационной стерилизации биомедицинских препаратов и материалов, в том числе и для ПОБ/ПОВ.

Несамостоятельный объёмный разряд, поддерживаемый электронным пучком в однородном газе, известен. Новизна нашего предложения состоит в том, что такой разряд возбуждается в гетерогенной двухфазной среде. В этой среде твёрдая фаза существенно влияет на весь разряд, поглощая заметную часть электронов плазмы разряда. Тем не менее мы показали экспериментально, что такой разряд существует, если в гетерогенной среде нет сплошных перегородок, образующих замкнутые поры, и степень пористости среды достаточно высока.

В опытах на установке «ЭХО» использовались матриксы ПОБ/ПОВ с пористостью $\epsilon \sim 0,95$, имеющие толщину 3—5 мм. Были приняты достаточные меры для того, чтобы разрядный ток шёл только через матрикс в зоне, где матрикс пронизывается электронным пучком. Типичные осциллограммы разрядных токов показаны на рис. 5. Важно отметить, что разряд действительно несамостоятельный, так как разрядный ток течёт только во время действия внешнего ионизатора — электронного пучка.

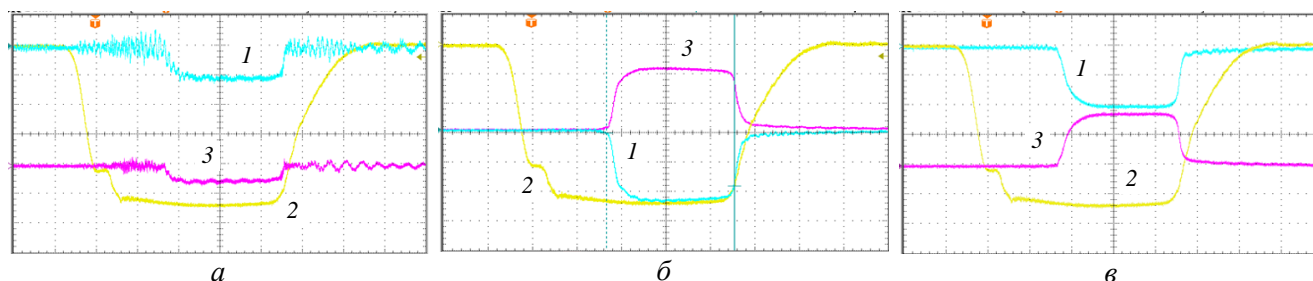


Рис. 5. Осциллограммы токов РЭП и разрядов при обработке матрикса на установке «ЭХО»: *a* — электронный пучок, нет разряда, ПОБ/ПОВ матрикс; *б* — электронный пучок, разряд $V = 8$ кВ, 1 атм, воздух, нет матрикса; *в* — электронный пучок, разряд $V = 8$ кВ, матрикс ПОБ/ПОВ; 1 — ток заземленного электрода; 2 — мощность СВЧ-магнетрона, возбуждающего резонатор ускорителя; 3 — ток высоковольтного электрода

На рис. 5, *a* показаны токи электродов, возбуждаемые электронным пучком. Значение тока высоковольтного электрода может считаться значением тока импульсного электронного пучка, дошедшего до него, $I_{\text{пучка}} \approx 30$ мА, длительность импульса $t_{\text{имп}} \approx 3$ мкс.

На рис. 5, *б* показаны токи электродов, возбуждаемые разрядом, который поддерживается электронным пучком в межэлектродном зазоре в отсутствие матрикса. Абсолютное значение тока заземленного электрода складывается из тока пучка и тока разряда $I_{\text{заземл}} = I_{\text{разр}} + I_{\text{пучка}} \approx 1,47$ А. Абсолютное значение тока высоковольтного электрода есть разница между током разряда и током пучка $I_{\text{вв}} = I_{\text{разр}} - I_{\text{пучка}} \approx 1,0$ А. Складывая оба тока, получим $I_{\text{разр}} \sim 0,5(I_{\text{заземл}} + I_{\text{вв}}) \sim 1,4$ А. Это примерно в 45 раз превышает ток пучка.

На рис. 5, *в* показаны токи электродов, возбуждаемые разрядом, который поддерживается электронным пучком в межэлектродном зазоре в присутствии матрикса. В этом случае $I_{\text{разр}} \sim 0,5(I_{\text{заземл}} + I_{\text{вв}}) \sim 1,28$ А. Это примерно в 43 раза превышает ток пучка.

Импульсная мощность, рассеиваемая в разряде, составляет 6,7 кВт, энерговыделение ~ 20 мДж/имп.

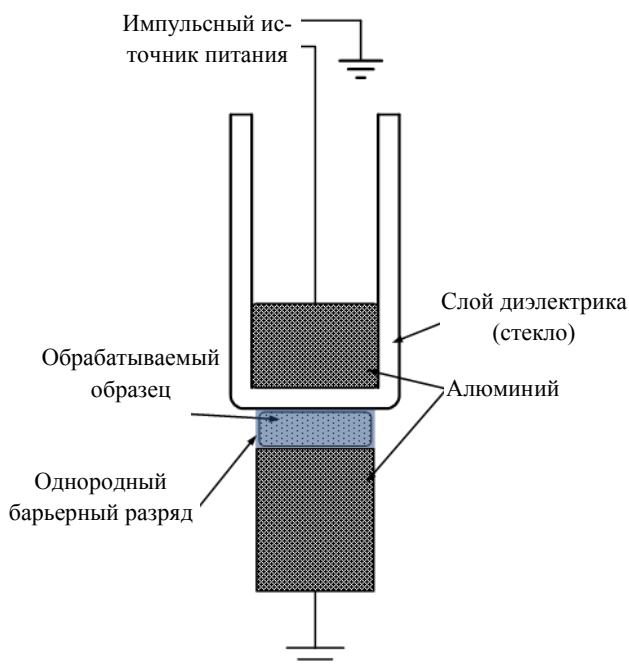


Рис. 6. Принципиальная схема установки для электрофизической обработки биомедицинских матриц в частотно-импульсном наносекундном барьерном разряде

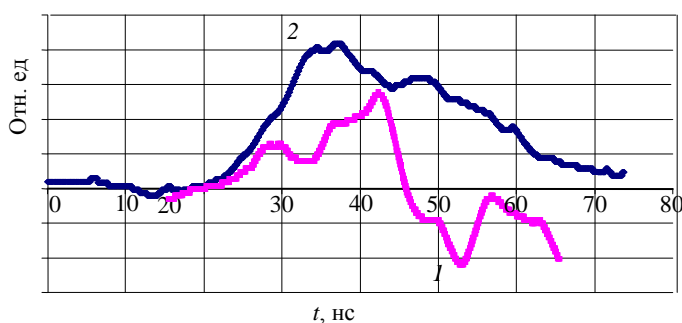


Рис. 7. Осциллограммы импульсов тока и напряжения однородного наносекундного барьерного разряда в воздухе при $P = 0,1$ атм: 1 — ток; 2 — напряжение. Амплитуда импульса тока 23 А, амплитуда импульса напряжения 9 кВ

В зазоре между электродами зажигается импульсный барьерный разряд с частотой импульсов 1,2 кГц и длительностью импульса достаточно малой, чтобы не успевали образовываться стримеры и разряд был пространственно однородным. Длительность импульса порядка 10—30 нс по полувисоте. Пробой происходит во всём зазоре и в объёме диэлектрической пористой среды матрикса, что позволяет обрабатывать внутренние полости пористых образцов. Разряд зажигается в воздухе при атмосферном давлении. При таком способе обработки максимальная толщина обрабатываемых образцов не превышает 3 мм, при большем зазоре между электродами разряд не зажигается. Для обработки образцов большей толщины использовалась вакуумная камера, в которой поддерживалось давление ниже атмосферного. При минимальном достижимом в установке давлении (0,05 атм) расстояние между электродами, при котором происходит пробой, увеличивается до 10 мм, что даёт возможность обрабатывать толстые образцы. При этом возможно варьировать следующие параметры: время обработки 1 с — 1 ч; давление 0,05—3 атм; газы: воздух, азот, углекислый газ, аргон, гелий; частота 100 Гц — 1,5 кГц; напряжение 10—15 кВ; зазор между электродами 0—1 см. При давлении 0,1 атм значение энергии в одном импульсе порядка ~0,1 мДж и значение средней мощности разряда ~0,1 Вт.

Наносекундный барьерный разряд обладает однородной пространственной структурой и способностью зажигаться во всём объёме газа, в том числе и в газовых фазах гетерогенных сред (каковыми и являются исследуемые матриксы). Условия зажигания однородного наносекундного барьерного разряда качественно соответствуют зависимости типа кривой Пашена.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ, ВЫВОДЫ

Микрогетерогенная полимерная среда — достаточно новый объект исследования и применения в физике плазмы. Как плазмообразующая, эта среда даёт принципиальную возможность создания плазмы с высокой начальной плотностью, точными геометрическими характеристиками и управляемым эле-

Электрофизическая обработка матриц в частотно-импульсном наносекундном барьерном разряде. Блок-схема экспериментальной установки для электрофизической обработки биомедицинских матриц в частотно-импульсном наносекундном барьерном разряде показана на рис. 6.

Обрабатываемый образец высокопористого матрикса помещается между двумя плоскими электродами, один из которых, заземлённый, представляет собой металлическую платформу, совпадающую по размерам с образцом (1,5×1,5 см), второй, высоковольтный, покрыт барьерным слоем диэлектрика, как показано на рис. 5. К электродам прикладывается частотно-импульсное напряжение с амплитудой 10—15 кВ. Осциллограмма напряжения однородного наносекундного барьерного разряда (один импульс) показана на рис. 7.

В зазоре между электродами зажигается импульсный барьерный разряд с частотой импульсов 1,2 кГц и длительностью импульса достаточно малой, чтобы не успевали образовываться стримеры и разряд был пространственно однородным. Длительность импульса порядка 10—30 нс по полувисоте. Пробой происходит во всём зазоре и в объёме диэлектрической пористой среды матрикса, что позволяет обрабатывать внутренние полости пористых образцов. Разряд зажигается в воздухе при атмосферном давлении. При таком способе обработки максимальная толщина обрабатываемых образцов не превышает 3 мм, при большем зазоре между электродами разряд не зажигается. Для обработки образцов большей толщины использовалась вакуумная камера, в которой поддерживалось давление ниже атмосферного. При минимальном достижимом в установке давлении (0,05 атм) расстояние между электродами, при котором происходит пробой, увеличивается до 10 мм, что даёт возможность обрабатывать толстые образцы. При этом возможно варьировать следующие параметры: время обработки 1 с — 1 ч; давление 0,05—3 атм; газы: воздух, азот, углекислый газ, аргон, гелий; частота 100 Гц — 1,5 кГц; напряжение 10—15 кВ; зазор между электродами 0—1 см. При давлении 0,1 атм значение энергии в одном импульсе порядка ~0,1 мДж и значение средней мощности разряда ~0,1 Вт.

ментным составом, что важно для импульсных источников рентгеновского излучения мультитераваттной мощности. Однако для полной реализации возможностей необходимо преодолеть проблему «холодного старта» разряда в этой среде.

При «холодном старте» большие скорости нарастания разрядного тока, необходимые для эффективного разгона лайнерной плазмы на малом расстоянии, приводят к филаментации тока и, следовательно, к нарушению компактности сжатия лайнера. Естественно, что эффективная быстрая предыонизация могла бы устранить неприятности «холодного старта». При этом важно, чтобы сама предыонизация не порождала пространственных неоднородностей плазмы, характерных для рассмотренных в нашей работе. Эффективным представляется применение мощной нетоковой предыонизации лайнера мягким рентгеновским излучением или ионным пучком. При этом параметры приготовленной плазмы должны предотвращать дальнейшие ионизационные процессы, порождающие филаментацию тока при включении на лайнер основного токового импульса. К сожалению, реализовать такой метод пока не удалось из-за его технологической сложности и относительно высокой стоимости.

В биомедицинских технологиях полимерная микро- и наноструктурированная среда клеточных матриц сама является объектом плазменного воздействия. Здесь также важно не допустить филаментацию разряда, которая способна разрушить тонкую структуру полимерной сетки. Применённые нами виды разрядов способны обеспечить пространственно однородное плазмохимическое модифицирование поверхности внутренних волокон матрикса, направленное на управление его биологическими характеристиками.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований, грант 02-07-12046, и Федерального агентства по науке и инновациям, госконтракт № 02.512.11.2236.

REFERENCES

1. **Aleksandrov V.V., Grabovskiy E.V., Zurin M.V. et al.** Properties of self-brief emitting high power discharge with cold start. — ZhETF (JETPh), 2004, vol. 126, issue 6, p. 1317 (in Russian).
2. **Medovshchikov S.F., Nedoseev S.L.** A method of manufacturing of liner for inertial thermonuclear fusion. Patent of RF 2075115 of 10.03.1997 (in Russian).
3. **Volova T.G., Sevast'yanov V.I., Shishatskaya E.I.** Polyoxialkanoats (POA) — biodestructible polymers for medicine. Edited by V.I. Shumakov, 2-d ed. enlarged and treated. — Krasnoyarsk: Pub. house of Group «Platina», 2006, p. 288 (in Russian).
4. **Vasilets V.N., Sevast'yanov V.I.** Modification of polymeric biomaterials by gas discharge plasma and vacuum ultra-violet radiation. — In book.: Encyclopaedia of low-temperature plasma. Ser. B. T. XI-5. Applied plasma chemistry. Section III. The interaction of plasma with the surfaces of the organic nature. — M.: Pub. house Yanus-K, 2006, pp. 160—172 (in Russian).
5. **Dolgachev G.I., Maslennikov D.D., Mizhiritskiy B.I., Nedoseev S.L. et al.** Experimental installation «ECHO» for heterogeneous organic substances modification by joint pulse-frequency action of electron beam and electric discharge.— VANT. Ser. Termoyadernyi sintez (Problems of Atomic Science and Technology. Ser. Thermonuclear Fusion), 2008, issue 1, pp. 57—68 (in Russian).
6. **Fridman Gr., Fridman Ga., Gutsol A., Shekhter A.B., Vasilets V.N., Fridman A.** Applied plasma medicine. — Plasma Process. Polym., 2008, vol. 5 (WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim).

AUTHORS

Medvedev D.D. RRC «Kurchatov Institute», pl. Kurchatova 1, 123182 Moscow, Russia
Nedoseev S.L. RRC «Kurchatov Institute», pl. Kurchatova 1, 123182 Moscow, Russia; nedoseev@nfi.kiae.ru
Nistratov V.M. RRC «Kurchatov Institute», pl. Kurchatova 1, 123182 Moscow, Russia
Smirnov V.P. RRC «Kurchatov Institute», pl. Kurchatova 1, 123182 Moscow, Russia; vsmirnov@nfi.kiae.ru
Petjaev V.A. RRC «Kurchatov Institute», pl. Kurchatova 1, 123182 Moscow, Russia
Shvartskopf P.V. RRC «Kurchatov Institute», pl. Kurchatova 1, 123182 Moscow, Russia
Zaitov L.M. RRC «Kurchatov Institute», pl. Kurchatova 1, 123182 Moscow, Russia
Maslennikov D.D. RRC «Kurchatov Institute», pl. Kurchatova 1, 123182 Moscow, Russia
Sevast'yanov V.I. Autonomous Nonprofit Organization "Institute of Biomedical Research and Technology", Bol'shoy Tishinskiy per. 43/20, stroenie 2, 123557 Moscow, Russia
Egorova V.A. Autonomous Nonprofit Organization "Institute of Biomedical Research and Technology", Bol'shoy Tishinskiy per. 43/20, stroenie 2, 123557 Moscow, Russia

Melentjev A.Yu. Autonomous Nonprofit Organization "Institute of Biomedical Research and Technology", Bol'shoi Tishinskiy per. 43/20, stroenie 2, 123557 Moscow, Russia

Vasilets V.N. Branch of Institute of Energy Problems for Chemical Physics RAS, Chernogolovka, Moscow region, Russia; vnvasilets@yandex.ru

Received 25 December 2009

Problems of Atomic Science and Technology
Ser. Thermonuclear Fusion, 2010, issue 1, pp. 22—31.