

Исследование воздушного плазмохимического реактора для нового медицинского аппарата

© Н.А. Шарапов, В.И. Чуканов, Р.Р. Дистанов, Н.П. Козлов, А.В. Пекшев, В.А. Хоменко, А.Б. Вагапов, Р.Р. Дусалиева

МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, 105005, Россия

Представлены результаты исследования, объектом которого является плазмохимический реактор нового воздушно-плазменного медицинского аппарата для экзогенной NO-терапии на основе нестационарных импульсных разрядов в воздухе. Описан принципиально новый метод генерации оксида азота, основанный на использовании неравновесной плазмы импульсных разрядов в потоке воздуха при атмосферном давлении. Использование термически неравновесной плазмы позволяет, с одной стороны, получить высокую эффективность выхода оксида азота, с другой стороны, существенно снизить энергозатраты за счет исключения цепочки нагрев газа — охлаждение газа, из-за чего отпадает необходимость интенсивного охлаждения элементов конструкции разрядного устройства. Немаловажное свойство разрабатываемого аппарата — возможность регулирования в широком диапазоне содержания оксида азота в выходном потоке, что является необходимым фактором для лечения различных патологий.

Ключевые слова: плазменная медицина, оксид азота, NO-терапия, лечение ран, равновесная и неравновесная плазма.

Аппарат NO-терапии, в основе которого заложен плазмохимический метод синтеза оксида азота в неравновесной импульсной плазме атмосферного воздуха, предназначен в первую очередь для эффективного лечения гнойных, ожоговых, производственных и хронических ран различного генезиса, а также для стимуляции и лечения послеоперационных ран в общей хирургии, онкологии, гинекологии, травматологии, медицине катастроф и др. [1].

В конце XX в. было установлено, что оксид азота (NO) непрерывно продуцируется в организме человека и животных ферментативным путем, выполняя функции универсального регулятора разнообразных биологических и физиологических процессов (Нобелевская премия по медицине 1998 г.). Как регулятор и как сигнальная молекула NO наиболее активно влияет на микроциркуляторные, воспалительные и репаративные процессы, защищает сердце, стимулирует мозг, уничтожает бактерии. Свои регуляторные функции оксид азота проявляет при стационарной концентрации в тканях порядка нескольких микромолей на 1 кг. При генерации в более высоком количестве (до 100 мкМ/кг) он обнаруживает цитотоксическую активность и защищает организм от бактериальной и злокачественной инвазии. В осложненных ранах, длительно незаживающих и трофических язвах и других хронических ранах активность продуцирования экзогенного оксида азота снижается, что и является причиной замедленного заживления.

В 1990-е годы группой специалистов ММА им. И.М. Сеченова, МГТУ им. Н.Э. Баумана и МНИОИ им. П.А. Герцена (А.Б. Шехтер, Р.К. Кабисов, А.В. Пекшев, Н.П. Козлов, Ю.Л. Перов) был открыт неизвестный ранее феномен выраженной стимуляции заживления ран (особенно длительно незаживающих) периферийной (охлажденной) областью воздушно-плазменного потока отечественных аппаратов «ГЕМОПЛАЗ-ВП» и «ПЛАЗОН», разработанных в МГТУ им. Н.Э. Баумана. Проведенные затем исследования подтвердили гипотезу о доминирующей роли оксида азота в обнаруженном эффекте биостимуляции и позволили предложить новый способ лечения любой раневой патологии — экзогенную NO-терапию — локальное подведение необходимой (избыточной) концентрации оксида азота непосредственно к пораженным участкам биологических тканей и органов. При этом следует отметить, что оксид азота хорошо диффундирует и через раневую поверхность, и через слизистые оболочки, и через неповрежденную кожу, что открывает возможность воздействия на глубоко расположенные пораженные ткани при сосудистой и нервной патологии, а также при хронических воспалительных процессах [2–6].

В настоящее время отмечается повышенный интерес к использованию экзогенного оксида азота в медицине при лечении и профилактике различных заболеваний и патологий.

Основной идеей при решении задачи генерации NO из атмосферного воздуха для медицинских целей было использование генератора, реализующего объемный, термически неравновесный импульсный разряд. Проведенный анализ и экспериментальные исследования показали, что это наиболее подходящий для данной цели тип разряда. Специфика устройства заключается в периодической (импульсной) генерации NO с определенной (заданной) частотой повторения, что позволяет варьировать интегральные выходные характеристики аппарата за счет изменения этой частоты. Другая отличительная особенность данной работы — необходимость поддержания стабильных, заранее определенных концентраций NO на выходе устройства.

Решением этой задачи явилась идея организации импульсного разряда, которая заключается в способе ввода энергии в разрядный объем [7–9]. Так как устройство импульсное и все процессы ввода энергии и генерации NO происходят в период действия импульса, то определяющими будут характеристики разряда в одиночном импульсе [10].

Особенность реализации процесса заключается в том, что разрядная камера является элементом колебательного контура (рис. 1), в которой и происходит выделение энергии. Такое включение

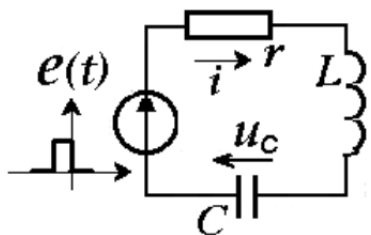


Рис. 1. Эквивалентная схема колебательного контура с импульсной системой возбуждения

реактора обладает рядом преимуществ, а именно: формирование профиля и амплитуды разрядного тока, временное ограничение энерговыделения, гибкое управление выходными параметрами реактора в плане генерации монооксида азота.

В экспериментах использовалась разрядная камера (рис. 2), имеющая форму цилиндра с внутренним диаметром 18 мм и подвижный катод. Расстояние между электродами в экспериментах изменялось в пределах 5...10 мм. Расход атмосферного воздуха через плазмохимический реактор (ПХР) составлял 1...3 л/мин.

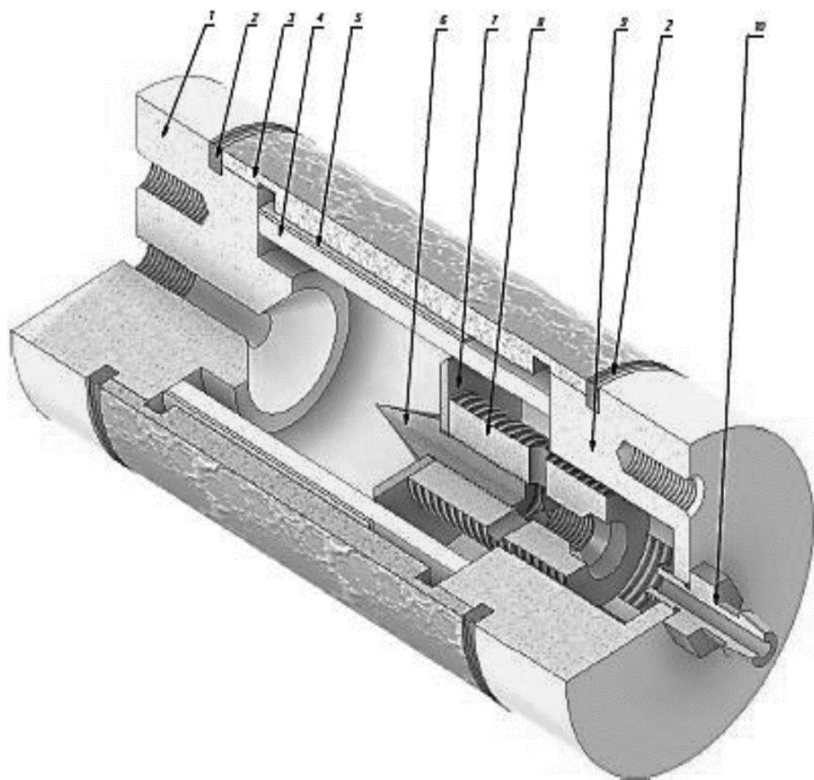


Рис. 2. Экспериментальная модель разрядной камеры:

1 — анодный узел; 2 — резиновое уплотнительное кольцо; 3 — корпус разрядной камеры; 4 — кварцевая вставка; 5 — экран; 6 — катод; 7 — катодное кольцо; 8 — катододержатель; 9 — катодный узел; 10 — штуцер для ввода плазмообразующего газа в рабочую зону устройства

Энергия вводилась в контур в виде импульсов величиной 15... ..25 мДж. При этом в контуре возбуждались колебания и происходил пробой межэлектродного разрядного промежутка в ПХР. Характерные осциллограммы процесса приведены на рис. 3. Кривая 1 представляет собой форму импульсного тока ввода энергии в индуктивный элемент контура, кривая 2 — форму разрядного тока в экспериментальной модели устройства.

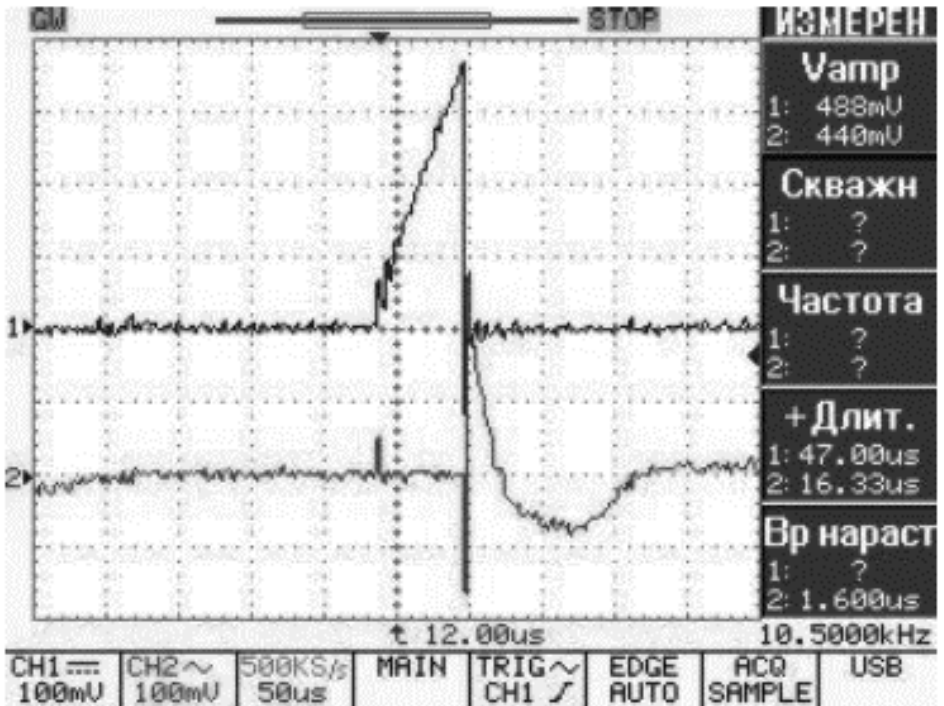


Рис. 3. Осциллограмма импульсов тока ввода энергии в контур (1) и разрядного тока в ПХР (2)

Наибольший интерес в данной работе представляет исследование энергетического баланса импульсного объемного разряда в используемой системе и относительного распределения потерь в индуктивном элементе, в электроды ПХР и на нагрев тяжелой компоненты газа. При этом считается, что вся оставшаяся часть энергобаланса идет на плазмохимические реакции, в основном на генерацию оксидов азота.

Хотя все процессы определяются импульсными параметрами, в экспериментах оперировали понятиями средних (усредненных) характеристик по времени.

Баланс энергии в разрядном контуре можно записать как

$$W_k = W_{\text{ИТ}} + W_{\text{эл}} + W_{\text{ТК}} + W_{\text{ХР}},$$

где W_k — средняя мощность, введенная в разрядный контур, Вт; $W_{\text{ИТ}}$ — мощность потерь в импульсном трансформаторе, Вт; $W_{\text{эл}}$ — тепловая мощность потерь в электроды, Вт; $W_{\text{ТК}}$ — тепловая мощность, выносимая тяжелой компонентой газа, Вт; $W_{\text{ХР}}$ — мощность, затраченная на плазмохимические реакции, Вт.

Изменяя амплитуду тока возбуждения контура (кривая 1 на рис. 3), можно управлять уровнем энергии одиночного импульса, вводимой в разрядный контур:

$$E_i = \frac{I_n^2 L_p}{2},$$

где E_i — энергия единичного импульса, Дж; I_n — амплитуда тока ввода (накачки) энергии в контур, А; L_p — индуктивность обмотки возбуждения контура, Гн.

Тогда средняя мощность, введенная в разрядный контур, будет определяться как

$$W_k = E_i F_{\text{ген}},$$

где $F_{\text{ген}}$ — частота повторения импульсов, Гц.

Измерения тепловых потерь в электроды $W_{\text{эл}}$ и тепловой мощности потока $W_{\text{ТК}}$ проводились методом калориметрирования по схеме, приведенной на рис. 4.

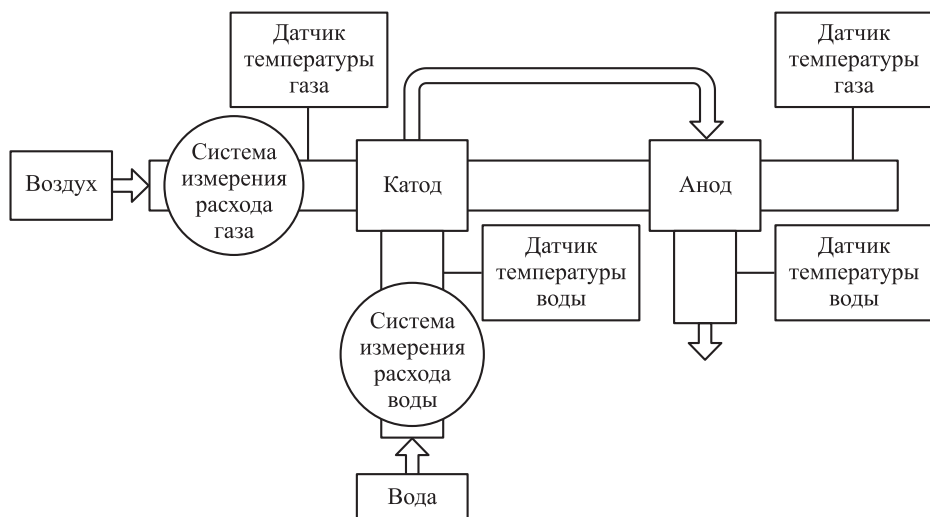


Рис. 4. Схема калориметрирования

Потери в индуктивном элементе определялись расчетным путем с использованием осциллограмм разрядного тока (кривая 2 на рис. 3) и замеренных параметров индуктивного элемента, входящего в цепь разрядного контура. Указанные потери определяются омическими потерями на активном сопротивлении индуктивности и линейно зависят от действующего тока (в нашем случае тока разряда). Поэтому целесообразно исключить их из дальнейшего рассмотрения, предварительно вычтя из мощности разрядного контура. Таким образом, получаем энергию, подведенную непосредственно к ПХР.

Одновременно с энергетическими параметрами измерялась концентрация оксидов азота (NO и NO_2) в потоке на выходе исследуемой модели ПХР. Полученные результаты приведены на рис. 5.

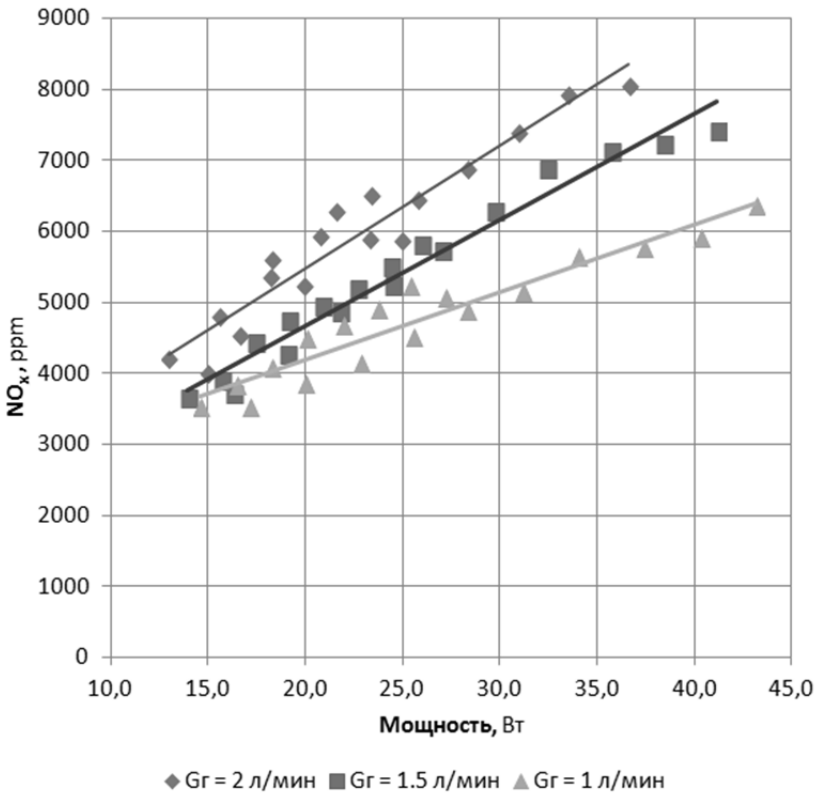


Рис. 5. Суммарная концентрация NO и NO₂ на выходе ПХР при различных расходах газа Gr

В общем случае энергия, рассеянная в реакторе, распределяется между энергией потерь в электроды, нагревом тяжелой компоненты и энергией, затраченной на химические превращения.

На рис. 6 приведены энергетические характеристики экспериментальной модели в зависимости от расхода газа. Зависимости показаны для трех уровней энергий в импульсе 16, 20 и 25 мДж и частоты повторения 3 кГц.

Как видно из графика, при фиксированных уровнях энерговодата (горизонтальные прямые 1, 3, 5) соответствующие им суммарные уровни потерь (кривые 2, 4, 6) снижаются при увеличении расхода газа. Крайние правые экспериментальные точки ограничены уровнем устойчивого существования разряда, который зависит от величины расхода газа и введенной энергии.

Снижение потерь при росте расхода газа объясняется в первую очередь сокращением времени прохождения элементарного объема газа через разрядный промежуток, при этом уровень потерь определяется количеством импульсов введенной энергии. На рис. 7 приведена данная зависимость для использованной геометрии экспериментальной модели ПХР.

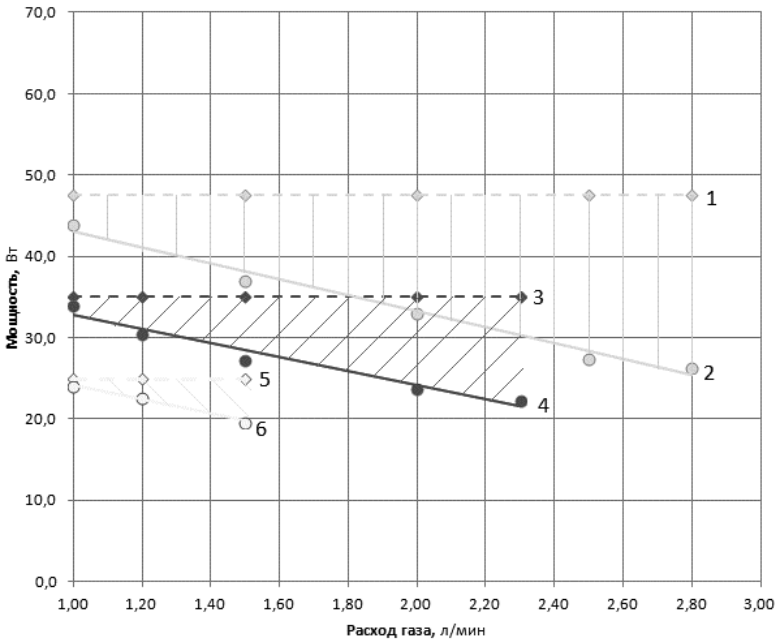


Рис. 6. Зависимость мощности, введенной в разряд (с учетом потерь в трансформаторе), от тока ввода и расхода воздуха:

1 — мощность, введенная в разряд при $E_i = 25$ мДж; 2 — суммарная мощность потерь при $E_i = 25$ мДж; 3 — мощность, введенная в разряд при $E_i = 20$ мДж; 4 — суммарная мощность потерь при $E_i = 20$ мДж; 5 — мощность, введенная в разряд при $E_i = 16$ мДж; 6 — суммарная мощность потерь при $E_i = 16$ мДж

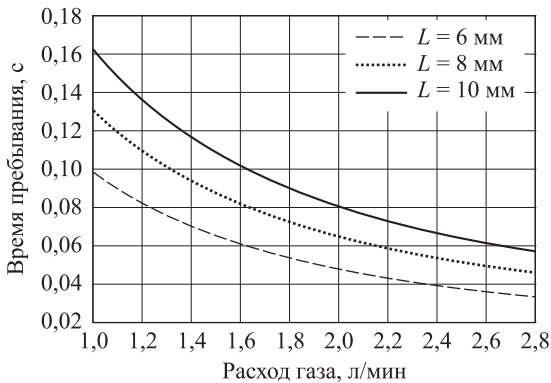


Рис. 7. Зависимость среднего времени пребывания элементарного объема газа в реакторе от расхода газа для различных межэлектродных расстояний L

Другими словами, потери зависят от количества энергии, полученной элементарным объемом газа за время прохождения разрядного промежутка. Чем дольше время, тем большая часть энергии тратится на нагрев тяжелой компоненты.

Естественно ожидать, что разница между мощностью, введенной в разряд, и потерями затрачена на плазмохимические реакции. На рис. 8 графически представлена данная зависимость.

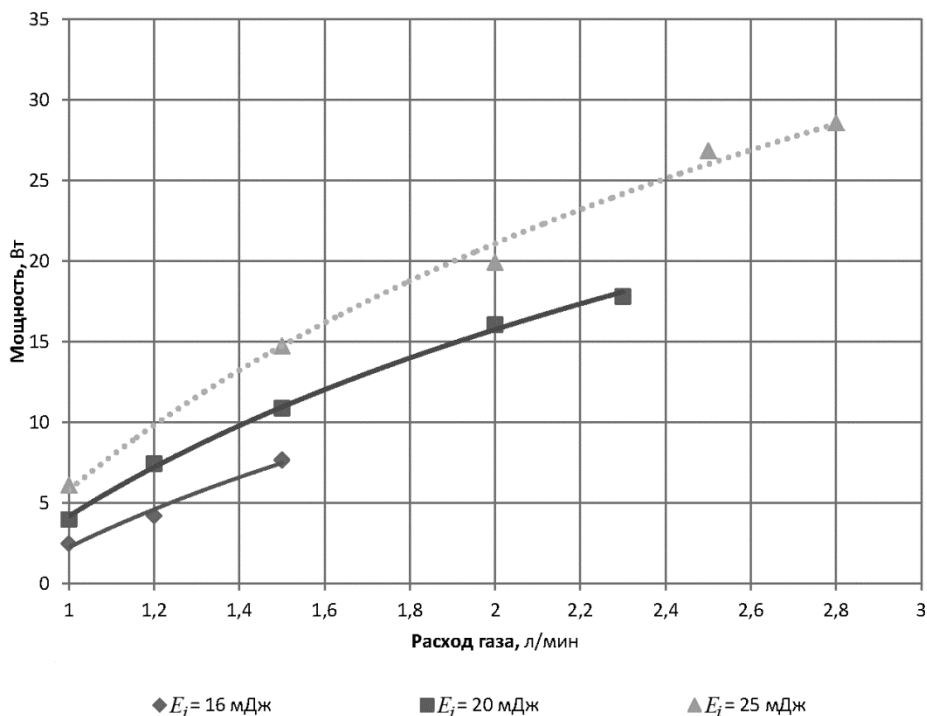


Рис. 8. Зависимость мощности, затраченной на плазмохимические реакции, от тока ввода и расхода воздуха

Результаты исследований, представленные в данной статье, были заложены в основу конструкции нового медицинского аппарата. В процессе ее разработки экспериментально исследованы различные типы разрядов, способы организации ввода энергии, энергетический баланс ПХР. Анализ результатов показал, что наиболее эффективным для генерации оксида азота является импульсный разряд на основе неравновесной плазмы, в которой тяжелая компонента (нейтралы, ионы) не нагревается выше 100...180 °С. При этом наблюдается интенсивная генерация молекул оксида азота (до 6 000 ppm и более), что значительно превышает потребности медицинских технологий NO-терапии.

Предлагаемое изделие является высокотехнологичным и инновационным продуктом и по целям, и по задачам, и по использованию новейших достижений физики, биологии, медицины и элементной базы.

Основными потребителями нового аппарата должны стать низовые звенья здравоохранения — поликлиники, травмопункты, центры медицины катастроф и др. Аппарат предназначен для использования в клинических и амбулаторных условиях, а также в условиях поле-

вых госпиталей и мобильных станций скорой помощи, для применения в операционных, перевязочных, процедурных кабинетах, палатах стационаров. Возможно использование при лечении в домашних условиях.

Работа выполнена при частичной поддержке гранта Президента РФ для ведущих научных школ России № НШ-856.2012.8.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Вагапов А.Б., Гераськин И.С., Козлов Н.П., Пекшев А.В., Шарапов Н.А. Исследование и разработка нового поколения воздушно-плазменных медицинских аппаратов для NO-терапии. *Тез. докл. VII Междунар. симп. по радиационной плазмодинамике*. Москва, 2006, с. 90.
- [2] Козлов Н.П., Пекшев А.В., Камруков А.С. Плазменные аппараты для медицины. Грачев С.В., Шехтер А.Б., Козлов Н.П., ред. *NO-терапия: теоретические аспекты, клинический опыт и проблемы применения экзогенного оксида азота в медицине*. Москва, ММА, 2001, с. 57–60.
- [3] Пекшев А.В., Козлов Н.П., Шарапов Н.А., Вагапов А.Б. Аппарат «Плазон» — принципы формирования воздушно-плазменных и NO-содержащих газовых потоков. Грачев С.В., Шехтер А.Б., Козлов Н.П., ред. *NO-терапия: теоретические аспекты, клинический опыт и проблемы применения экзогенного оксида азота в медицине*. Москва, ММА, 2001, с. 60–63.
- [4] Вагапов А.Б., Козлов Н.П., Пекшев А.В., Шарапов Н.А. Разработка, создание и широкое внедрение в медицинскую практику плазменных аппаратов для хирургии и терапии. *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника*, 2007, № 6, с. 30–38.
- [5] Ефименко Н.А., ред. *Руководство по применению аппарата «ПЛАЗОН» в хирургической практике*. Москва, Гос. ин-т усовершенствования врачей МО РФ, 2003, 96 с.
- [6] Шехтер А.Б., Кабисов Р.К., Пекшев А.В., Козлов Н.П., Перов Ю.Л. Экспериментально-клиническое обоснование плазмодинамической терапии ран оксидом азота. *Бюллетень экспериментальной биологии и медицины*, 1998, т. 126, № 8, с. 210–215.
- [7] Грабовский Е.В., Денисенко В.П., Максимов Г.П., Русаков В.Д. Импульсный неизотермический плазмохимический реактор с объемно-тлеющим разрядом, стимулированным сильноточным релятивистским электронным пучком. *Тез. докл. II Всесоюз. симп. по плазмохимии*. Рига, 1975, ч. 1, с. 28.
- [8] Азизов Р.И., Животов В.К., Кротов М.Ф., Русаков В.Д., Тарасов Ю.В. Исследование разложения молекул CO₂ в неравновесном плазмохимическом СВЧ-реакторе с магнитным полем. *Физика плазмы*. Москва, 1977, т. 3, № 11, с. 1050.
- [9] Полак Л.С., Овсянников А.А., Словецкий Д.И., Вурзель Ф.Б. *Теоретическая и прикладная плазмохимия*. Ч. 3. Москва, Наука, 1975.
- [10] Mesyats G.A., Osipov V.V., Tarasenko V.F. *Pulsed Gas Lasers*. Billingham, SPIE, 1995, 374 p.

Статья поступила в редакцию 19.06.2013

Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:

Шарапов Н.А., Чуканов В.И., Дистанов Р.Р., Козлов Н.П., Пекшев А.В., Хоменко В.А., Вагапов А.Б., Дусалиева Р.Р. Исследование воздушного плазмохимического реактора для нового медицинского аппарата. *Инженерный журнал: наука и инновации*, 2013, вып. 10. URL: <http://engjournal.ru/catalog/machin/plasma/1028.html>

Шарапов Николай Алексеевич родился в 1957 г., окончил МГТУ им. Н.Э. Баумана в 1985 г. Канд. техн. наук, лауреат премии Правительства Российской Федерации в области физики и техники низкотемпературной плазмы. Автор более 50 работ в области физики и техники низкотемпературной плазмы. e-mail: nash1257@yandex.ru

Чуканов Виталий Игоревич родился в 1992 г., студент 4-го курса МГТУ им. Н.Э. Баумана. Специализируется в области физики и техники низкотемпературной плазмы.

Дистанов Ринат Рашитович родился в 1992 г., студент 4-го курса МГТУ им. Н.Э. Баумана. Специализируется в области физики и техники низкотемпературной плазмы.

Козлов Николай Павлович родился в 1929 г., окончил МВТУ им. Н.Э. Баумана в 1954 г. Лауреат Государственной премии СССР, премии Совета Министров СССР и Правительства РФ. Д-р техн. наук, профессор, заслуженный деятель в области науки и техники РСФСР. Автор более 400 научных работ в области физики и техники низкотемпературной плазмы. e-mail: kozlov1929@mail.ru

Хоменко Виктория Андреевна, родилась в 1991 г., студентка 5-го курса МГТУ им. Н.Э. Баумана. Специализируется в области физики и техники низкотемпературной плазмы.

Пекшев Александр Валерьевич родился в 1951 г., окончил МВТУ им. Н.Э. Баумана в 1974 г. Канд. техн. наук, лауреат премии Правительства Российской Федерации в области физики и техники низкотемпературной плазмы. Автор более 100 работ в области физики и техники низкотемпературной плазмы. e-mail: nolab@power.bmstu.ru

Вагапов Андрей Борисович родился в 1966 г., окончил МВТУ им. Н.Э. Баумана в 1989 г. Лауреат премии Правительства Российской Федерации в области физики и техники. Автор 15 работ в области физики и техники низкотемпературной плазмы. e-mail: nolab@power.bmstu.ru

Дусалиева Ралина Рафиковна родилась в 1990 г., студентка 6-го курса МГТУ им. Н.Э. Баумана. Специализируется в области физики и техники низкотемпературной плазмы.