

С.В. Белов, Ю.К. Данилейко, С.М. Нефедов, В.В. Осико, В.А. Салюк, В.А. Сидоров

ОСОБЕННОСТИ ГЕНЕРАЦИИ НИЗКОТЕМПЕРАТУРНОЙ ПЛАЗМЫ В ВЫСОКОЧАСТОТНЫХ ПЛАЗМЕННЫХ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИХ АППАРАТАХ

Аннотация

В статье приводятся результаты исследования образования тлеющего плазменного разряда с высокочастотной накачкой в объеме электролита вокруг металлического электрода. Исследуются условия возбуждения и устойчивого горения тлеющего плазменного разряда в электролитной среде при атмосферном давлении. Приведены условия, необходимые для устойчивого плазмохимического воздействия при электрохирургическом воздействии. Представлены высокочастотные электрохирургические аппараты серии «Плазмотом» с режимом генерации низкотемпературной плазмы.

Электрохирургические аппараты используются в медицинской практике с начала XX столетия. Как медицинская технология, высокочастотная электрохирургия получила признание в 1926 г., когда американский инженер Уильям Бови и нейрохирург Харви Кушинг создали первый профессиональный электрохирургический аппарат на основе радиочастотного лампового генератора [1]. В настоящее время электрохирургия является одной из самых распространенных хирургических технологий, поскольку более 50 % всех хирургических вмешательств в общей хирургии, нейрохирургии, онкологии, гинекологии, урологии и других клинических специальностях проводятся с использованием электрохирургической аппаратуры [2], [3].

В традиционной высокочастотной электрохирургии механизмы рассеечения и коагуляции тканей носят чисто тепловой характер, что является существенным недостатком: генерируется слишком большое количество тепла, которое приводит к побочному эффекту – значительному термическому повреждению окружающих тканей. Зона некроза при этом составляет, как правило, 100...400 мкм [4]. Используемые в современных аппаратах принципы стабилизации выходной мощности, основанные на контроле импеданса ткани, позволяют поддерживать постоянный размер зоны коагуляции при изменении площади контакта ткани с электродом, но существенно уменьшить степень побочного теплового повреждения таким способом не удается [4], [5]. Тем не менее, благодаря эффективности и универсальности, электрохирургия продолжает и сейчас интенсивно развиваться.

Выполненные в последние годы исследования по генерации низкотемпературной плазмы в форме высокочастотного тлеющего разряда в электролитной среде физиологического раствора и особенностям ее взаимодействия с биологическими тканями позволили разработать принципиально новые электрохирургические технологии, позволяющие ограничить зону деструкции окружающих тканей до 10 мкм [6], [7]. Современные электрохирургические аппараты, в которых используется подобная низкотемпературная плазма, уже нашли эффективное применение в таких областях хирургии, как

артроскопия, ЛОР-хирургия, спинальная хирургия, косметология, урология и гинекология. На основе холодно-плазменной электрохирургии сейчас создаются новые технологии для лапароскопии, позволяющие разрезать и удалять мягкие ткани в монополярном и биполярном режимах с одновременным гемостазом. Для обеспечения гемостаза при пересечении мелких кровеносных сосудов, находящихся в смежной с зоной удаления ткани области, коагуляция осуществляется остаточным потоком тепла, распространяющимся за пределы границы плазмы. При коагуляции крупных кровеносных сосудов используется специальный прерывистый режим подачи высокочастотной энергии, позволяющий выполнить гемостаз за счет мягкого термического воздействия. Такой режим достигается модуляцией рабочего напряжения в сочетании с его изменением до уровня, находящегося ниже порога образования плазмы и молекулярного расщепления биоткани. Тем не менее получение адекватного гемостатического эффекта при хирургическом воздействии с помощью низкотемпературной плазмы требует дополнительных исследований плазмохимических явлений. Одним из возможных путей решения данной проблемы может явиться переход к импульсному режиму возбуждения аномального тлеющего разряда на рабочем электроде [7].

Обзор последних литературных источников по использованию низкотемпературной плазмы в электрохирургии указывает на заметный рост прикладных работ по исследованию физики тлеющего разряда на границе ткань–электрод в среде жидкого электролита [7], [8]. Появление таких работ открывает принципиально новые возможности для создания аппаратуры с режимом генерации низкотемпературной плазмы и разработки инновационных технологий ее использования в различных областях хирургии. Однако при разработке аппаратуры и оптимизации ее параметров возникают вопросы, связанные с механизмом плазмообразования, кинетикой плазмы тлеющего разряда на границе раздела фаз плазма–металлический электрод и плазма–электролитный электрод, с энергетическими параметрами и частотными характеристиками высокочастотной накачки, конструктивными параметрами электродов.

Эффективность работы аппаратов для хирургических вмешательств с использованием низкотемпературной плазмы в значительной мере определяется надежностью поджига плазменного разряда на поверхности рабочего электрода, стабильностью горения плазмы, регулировкой мощности, подводимой к тлеющему разряду, и его температурой. Представленные ниже результаты экспериментальных исследований формирования аномального тлеющего разряда с высокочастотной накачкой в атмосфере насыщенного водяного пара при атмосферном давлении являются дальнейшим развитием результатов, опубликованных ранее [9].

Создание низкотемпературного плазменного слоя на рабочем электроде с температурой плазмы в диапазоне 100...800 °С

Создание низкотемпературного плазменного слоя состоит в поджиге, поддержании и стабилизации аномального тлеющего разряда в водяных парах на поверхности металлического электрода и не касается технологии получения объемной плазмы плазмотронного типа, горящей в атмосфере аргона или других инертных газов. Такой тип низкотемпературной плазмы, используемый в электрохирургии, мы будем в дальнейшем сокращенно называть плазмой типа НРТТ (низкотемпературный разряд тлеющего типа). При разработке технологии получения плазмы типа НРТТ были использованы результаты исследований высокочастотного электрического разряда тлеющего типа в водяных парах при атмосферном давлении, которые выполнялись в рамках государственного контракта № 02.522.11.2017 от 15 августа 2008 года [10]. Ниже рассмотрен ряд вопросов, необходимых для разработки данной технологии.

Типы рабочих электродов

Размеры и форма рабочего электрода существенным образом влияют на формирование тлеющего разряда на участке электрической цепи в области воздействия. При рассечении и коагуляции биологических тканей с использованием плазмы типа НРТТ в электрохирургии применяются три основных типа рабочих электродов.

Первый тип – это электроды игольчатого и ланцетного типов. Электроды имеют форму прямой или изогнутой иглы, тонкого вытянутого лезвия и др. и применяются в основном для рассечения и коагуляции мягких тканей. Используются, как правило, с нейтральным электродом, удаленным от места хирургического воздействия.

Второй тип – это петлевые электроды, рабочая часть которых выполнена из металлической проволоки диаметром 0,2...1,0 мм [11]. Они имеют различные размеры и применяются в основном при удалении патологически измененных тканей в урологии, гинекологии, ЛОР-хирургии, косметологии, а также для забора биопсийного материала. Используются как с удаленным, так и с близко расположенным пассивным электродом, имеющим форму петли.

Третий тип – это торцевые электроды диаметром 1...3 мм, имеющие одну или несколько металлических торцевых рабочих поверхностей. При этом пассивный электрод, имеющий, как правило, форму кольца, располагается в непосредственной близости (на расстоянии около 5 мм) от торцевой рабочей части. Такая конструкция электродов позволяет получать воздействие в виде тонкого слоя сфокусированной плазмы с регулируемой средней температурой в диапазоне 80...400 °С. Применяются для рассечения, коагуляции и поверхностного удаления биологических тканей. В литературе данный метод хирургического воздействия известен как «коблация». Несомненным достоинством метода коблации является низкотемпературное плазмохимическое воздействие на обрабатываемые ткани с отсутствием термического ожога, характерного для лазерного и радиочастотного электрохирургического воздействия. Недостатком коблации является низкая производительность, позволяющая использовать этот метод эффективно только при выполнении хирургических операций малого объема – в ЛОР-хирургии, нейрохирургии, косметологии.

Все перечисленные электроды используются для создания тлеющего разряда на участке электрической цепи металлический электрод – плазма – электролитный электрод. По этой причине все они являются электродами монополярного типа независимости от расположения нейтрального электрода. Однако в литературе, в случае близко расположенного нейтрального электрода, такая конфигурация электродов трактуется как биполярная, поэтому нужно иметь в виду условность подобного трактования.

Выбор рабочей частоты ВЧ-тока

При выборе несущей частоты тока, используемого для поддержания тлеющего разряда, необходимо обратить внимание на следующую особенность протекания тока через плазму. Как было отмечено в работах [7], [8], протекание тока через плазму носит несимметричный характер по отношению к смене полярности напряжения на «горячем» электроде. Наблюдаемая асимметрия обусловлена различной эффективностью эмиссии носителей зарядов электродов и особенностями разряда на медленно меняющемся постоянном токе чередующейся полярности. Величина асимметрии тока по отношению к направлению его протекания, как следует из приведенных ниже осциллограмм, зависит от частоты питающего высокочастотного тока, уменьшаясь при увеличении его частоты. На величину асимметрии также влияет появление электрических пробоев плазменного промежутка: при появлении пробоев асимметрия заметно увеличивалась. Наличие асимметрии тока приводит к появлению постоянной составляющей тока в цепи рабочего электрода и может вызывать нежелательную стимуляцию нервных путей при проведении хирургических вмешательств. Этот эффект необходимо учитывать, особенно при работе с удаленным нейтральным электродом. Влияние постоянной со-

ставляющей тока уменьшается при включении проходного конденсатора в выходную цепь аппарата. При работе с близко расположенным нейтральным электродом (до 5 мм от участка хирургического воздействия) эффект стимуляции практически не проявляется.

Для иллюстрации асимметрии протекающего через плазму тока приведем осциллограммы, полученные в различных режимах работы аппаратов семейства «Плазмотом».

На рис. 1 видно несимметричное (однополярное) протекание тока через плазменный промежуток. Сопоставление рис. 2 и 3 показывает, что при увеличении рабочей частоты имеет место более симметричная, по отношению к смене полярности питающего напряжения, осциллограмма тока, протекающего через плазму. При этом уменьшается проявление выпрямляющего эффекта, приводящего к физиологическому воздействию на нервные структуры. Так, на частоте 13,56 МГц величина асимметрии тока по отношению к направлению его протекания составляет не более 2...3 %.

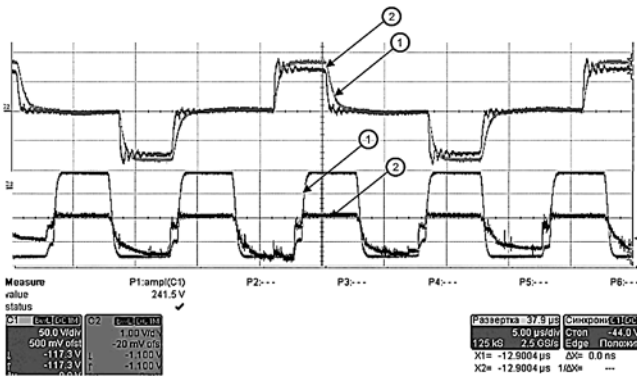


Рис. 1. Осциллограмма напряжения (1) и тока (2) на рабочем электроде на частоте 110 кГц: верхние две осциллограммы – термическое воздействие без образования плазмы; нижние две осциллограммы – плазменный режим

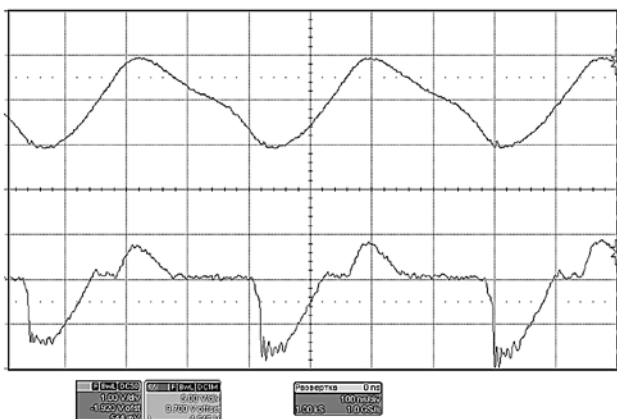


Рис. 2. Осциллограммы напряжения (верхняя кривая) и тока (нижняя кривая) на рабочем электроде на частоте 2,64 МГц

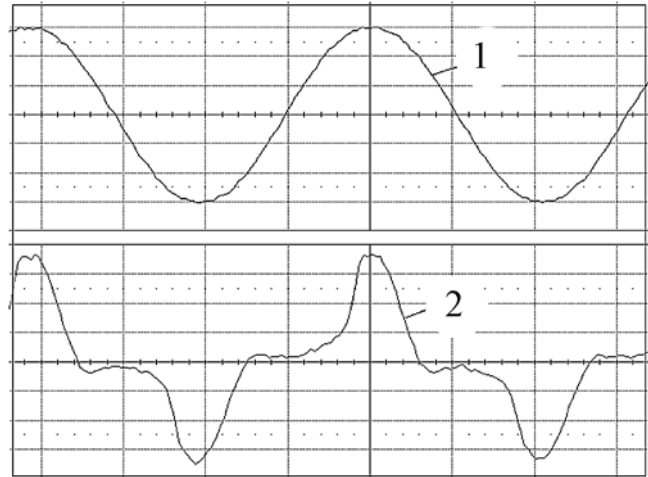


Рис. 3. Осциллограмма напряжения (1) и тока (2) на рабочем электроде на частоте 13,56 МГц

Условия зажигания и поддержания плазменного разряда тлеющего типа

Определение пороговых условий зажигания разряда проводилось в объеме электролита (0,9%-ный раствор NaCl, физиологический раствор) при начальной температуре 36 °С. Использовали игольчатый и петлевой электроды из нержавеющей стальной проволоки диаметром 0,5 мм. В результате экспериментов установлено, что пороговое напряжение зажигания плазменного разряда определяется напряженностью электрического поля у поверхности электрода и не зависит от частоты возбуждающего тока. Для используемых в эксперименте электродов это напряжение составляло 180...200 В.

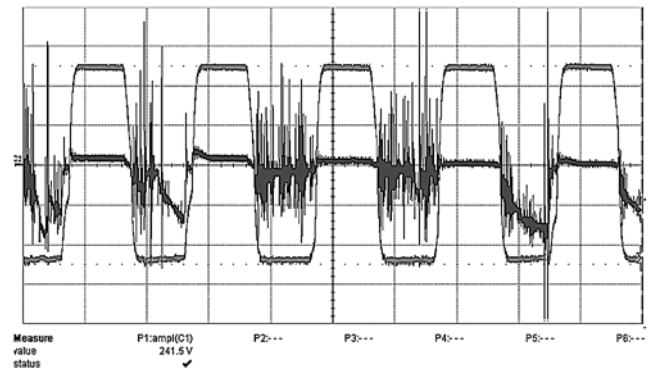


Рис. 4. Потеря устойчивости тлеющего разряда на частоте возбуждения 110 кГц при напряжении 240 В

Переход тлеющего разряда из нормального режима горения в устойчивый аномальный режим в области рассматриваемых частот происходит при напряжении не более 230 В. При этом область устойчивого горения аномального тлеющего разряда зависит от частоты. Для частоты возбуждающего тока 110 кГц область устойчивого горения сохранялась при увеличении напряжения до 225 В.

Для частоты 2,64 МГц устойчивость горения сохранялась при повышении амплитудного значе-

ния напряжения на электроде до 600 В. При более высоком напряжении разряд становился неустойчивым, о чем свидетельствует появление коротких $2 \times 10^{-9} \dots 5 \times 10^{-9}$ с импульсов тока (рис. 5).

На осциллограмме рис. 5 появление пробоев на частоте 2,64 МГц наблюдается при отрицательной полярности рабочего напряжения.

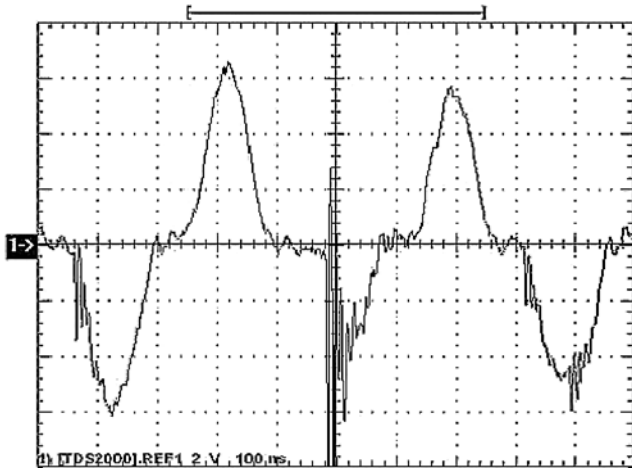


Рис. 5. Осциллограмма тока, протекающего в цепи рабочий электрод–плазма–электролит при амплитудном напряжении на электроде 650 В на частоте 2,64 МГц

При отрицательной полярности рабочего напряжения на осциллограмме (рис. 6) также хорошо видно появление пробоев. При этом на частоте 13,56 МГц пробой появляется при более высоком амплитудном напряжении по сравнению с более низкими частотами рабочего напряжения. Таким образом, анализ полученных осциллограмм тока и напряжения для условий поджига и горения позволяет указать область устойчивого тлеющего разряда в зависимости от частоты рабочего напряжения (рис. 7).

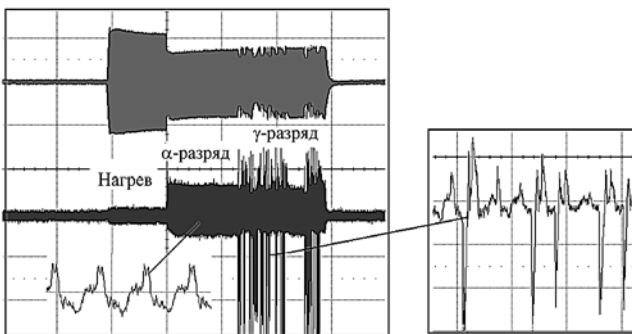


Рис. 6. Осциллограмма тока, протекающего в цепи рабочий электрод–плазма–электролит при амплитудном напряжении на электроде 1150 В на частоте 13,56 МГц

Наконец, существенным моментом для стабильного поджига тлеющего разряда в водяных парах при атмосферном давлении являются условия расположения рабочего электрода по отношению к среде электролита. Условия состоят в следующем. Если исходным состоянием рабочего электрода является полное погружение в объем электролита

(физиологический раствор), то исходное сопротивление в цепи электрода достаточно мало и составляет для типичных игольчатых или петлевых электродов 10...30 Ом. Это означает, что источник ВЧ-тока по своим характеристикам должен быть близким к источнику напряжения, чтобы обеспечить необходимую напряженность электрического поля у поверхности электрода. Если до погружения рабочего электрода в электролит последний находится под напряжением, то поджиг может быть облегчен. Это связано с тем, что в момент касания электролита сопротивление в цепи электрода велико и напряженность поля может оказаться достаточной для инициации поджига.

Регулировка мощности, подводимой к тлеющему разряду

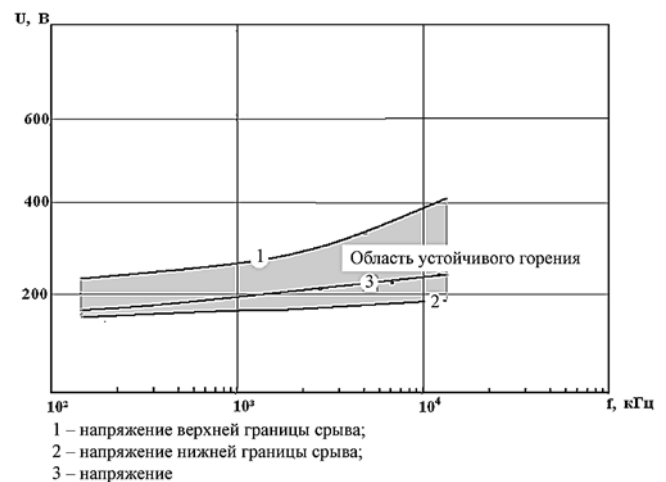


Рис. 7. Область устойчивого горения тлеющего разряда в зависимости от частоты рабочего напряжения

Как было указано выше, плазма НРТТ характеризуется пороговым напряжением зажигания снизу и порогом перехода к неустойчивому горению сверху (рис. 7). Разность этих напряжений невелика, особенно на низких частотах. Данная особенность горения разряда затрудняет возможность регулировки в широких пределах мощности, вводимой в разряд плазмы. По этой причине регулировка выходной мощности должна осуществляться изменением питающего напряжения в импульсно-периодическом режиме с регулируемым коэффициентом заполнения. Такая регулировка реализована в плазменных электрохирургических аппаратах серии «Плазмотом», в которых коэффициент заполнения регулируется в пределах 5...95 %, а частота модуляции тока равна 1 кГц, что обеспечивает оптимальные условия для формирования пароводяного слоя на поверхности электрода. Осциллограммы напряжения и тока в режиме горения тлеющего разряда при импульсно-периодическом режиме подачи ВЧ-тока с коэффициентом заполнения 35 % на частоте 13,56 МГц приведены на рис. 8.

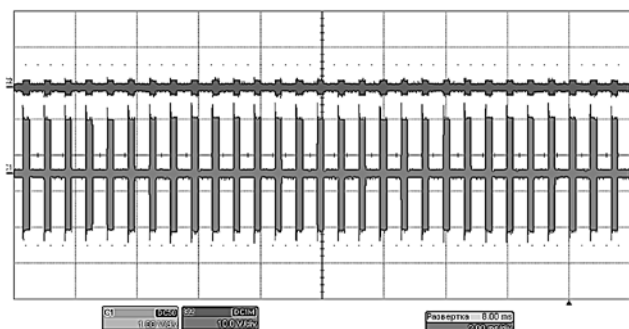


Рис. 8. Осциллограммы напряжения (верхняя кривая) и тока (нижняя кривая) в режиме горения тлеющего разряда при импульсно-периодическом режиме подачи ВЧ-тока на частоте 13,56 МГц

Регулировка температуры плазмы типа НРТТ

Как было показано в работах [6], [7], диссипация энергии, полученной от разогретых в межэлектродном промежутке электронов, происходит преимущественно на поверхности металлического электрода и границе раздела пар–электролит посредством гетерогенной рекомбинации. Это приводит к тому, что разогрев плазмы в парах воды происходит в основном за счет теплового потока, идущего от нагретого центрального металлического электрода через паровой слой к электролиту, и в меньшей степени – за счет неупругих процессов рассеяния носителей заряда. По этой причине температура плазмы всегда неоднородна. Она ниже температуры металлического электрода и выше температуры жидкости на границе пар–электролит, если не предпринимаются меры по охлаждению металлического электрода. Температура рабочего электрода (при отсутствии его охлаждения) зависит от скважности импульсов питающего ВЧ-тока и может достигать до 1000 °С. Рекомбинационные потери и тепловой поток, направленный на поверхность раздела фаз пар–электролит, обеспечивают устойчивый режим пленочного кипения. При этом температура пара на фазовой границе незначительно превышает 100 °С, а давление пара превышает 10^5 Па и определяется термодинамическими условиями расширения пара в свободное пространство. Заметим, что в режиме пленочного кипения температура плазмы будет определяться в основном потерей энергии свободных электронов при неупругих столкновениях и поступлением перегретого пара (температура ≈ 100 °С) из области границы плазма–электролит в зону тлеющего разряда. Минимальная температура плазмы имеет место на границе поверхности взаимодействия плазмы с биотканью (электролитом) и всегда близка к 100 °С, в то время как на границе рабочего электрода она может достигать температуры плавления электрода (выше 1000 °С). Поэтому распределение температуры по толщине плазменного слоя имеет ярко выраженный градиентный характер. Непосредственные оптические измерения температуры элект-

рода пирометрическим методом позволили зарегистрировать значения температуры 600...900 °С. При более низких температурах использовался метод измерения температуры с помощью измерения сопротивления проволочного нихромового рабочего электрода петлевого типа. При этом температура изменялась в диапазоне 200...600 °С, в зависимости от скважности питающего ВЧ-тока.

Таким образом, температура плазмы типа НРТТ в зоне взаимодействия с биотканью близка к температуре кипения воды, поскольку стабилизируется процессом испарения ее жидкой составляющей. Увеличение подводимого к плазме среднего тока приводит к возрастанию энергетического потока от рабочего электрода к границе плазма–биоткань, что приводит к увеличению скорости ее плазмохимического разложения. Следовательно, увеличение мощности, вкачиваемой в тлеющий разряд с электродным электродом, приводит не к увеличению температуры на границе биоткань–плазма, а лишь к увеличению интенсивности протекающих на ней плазмохимических реакций.

При работе электрохирургического аппарата в режиме плазмохимического рассеяния следует иметь в виду, что чрезмерное увеличение подводимой к плазме электрической мощности может привести к высушиванию биоткани и срыву плазменного режима типа НРТТ. Визуально это проявляется в виде искрения. В этом случае необходимо снизить подаваемую электрическую мощность, либо обеспечить добавочную подачу физиологического раствора в зону взаимодействия. Регулировка коагулирующего эффекта в режиме плазмохимического рассеяния осуществляется изменением остаточного потока тепла, распространяющегося за пределы границы плазмы. При этом наиболее рациональным способом управления величиной тепловыделений является изменение глубины модуляции рабочего тока. Однако следует иметь в виду, что максимальный уровень модулированного напряжения должен быть ниже верхнего порога горения.

Спектр свечения плазмы типа НРТТ

В процессе горения в плазме протекают реакции, способные приводить к плазмохимической деградации металлического активного электрода. Интенсивность этих реакций характеризуется величиной ионного тока в плазме, резко возрастает при переходе к разряду γ -типа и, как было отмечено выше, зависит от величины рабочего тока. Спектр свечения плазмы тлеющего разряда отражает химический состав материала металлического электрода и указывает на химические элементы, подверженные активному переносу в плазму. На спектрограмме свечения плазмы, в случае петлевого электрода из нержавеющей стали марки 12Х18Н9Т (рис. 9), наряду с линиями химических элементов электролитного электрода (Na, H, OH) хорошо видны линии легирующих добавок – Cr и Ni. Этот факт свидетельствует о том, что наряду с разрушением метал-

лического электрода имеет место поток ионов Cr, попадающих через плазму в ткани организма. Кроме того, подавление линии радикалов OH по сравнению со случаем использования вольфрамового электрода [9], свидетельствует об активных окислительных процессах, протекающих в плазме. Гидроксильный радикал является сильным окислителем и способен не только воздействовать на конструкционные материалы рабочей части электрохирургического инструмента, но и индуцировать пероксидацию липидов, белков и нуклеиновых кислот в зоне хирургического воздействия [12], [13]. Таким образом, анализ линий спектра свечения плазмы позволяет оптимизировать выбор конструкционных материалов для электрохирургических инструментов, предназначенных для работы в плазменном режиме.

Выводы

При проектировании плазменных электрохирургических аппаратов, работающих в диапазоне частот 110 кГц...13,56 МГц, условия формирования плазмы типа НРТТ могут быть сведены к выполнению следующих основных требований:

1. Тип рабочего электрода:

- игольчатый, диаметром до 1 мм;
- петлевой, диаметр проволоки до 1 мм;
- стержневой, диаметр стержня до 3 мм.

2. Среда, контактирующая с рабочим электродом: электролитная составляющая биоткани или физиологический 0,9%-ный раствор NaCl.
3. Амплитуда напряжения поджига тлеющего разряда на частоте 110 кГц: 180...200 В.
4. Амплитуда напряжения поджига тлеющего разряда на частотах 2,64 и 13,56 МГц: 220...250 В.
5. Внутреннее сопротивление источника высокочастотного поджига тлеющего разряда, не менее: 30...50 Ом.
6. Рабочее напряжение на рабочем электроде в режиме горения тлеющего разряда на частоте 110 кГц: 200...250 В.
7. Рабочее напряжение на рабочем электроде в режиме горения тлеющего разряда на частотах 2,64 и 13,56 МГц: 250...500 В.
8. Режим подачи ВЧ-тока к рабочему электроду: с импульсно-периодической модуляцией:
 - глубина модуляции: 60...100 %;
 - частота модуляции: 1...2 кГц;
 - коэффициент заполнения: 5...95 %.
9. Расположение нейтрального электрода по отношению к рабочему:
 - на частоте 110 кГц: на расстоянии не более 5 мм от рабочего электрода;
 - на частотах 2,64 и 13,56 МГц: не регламентируется.

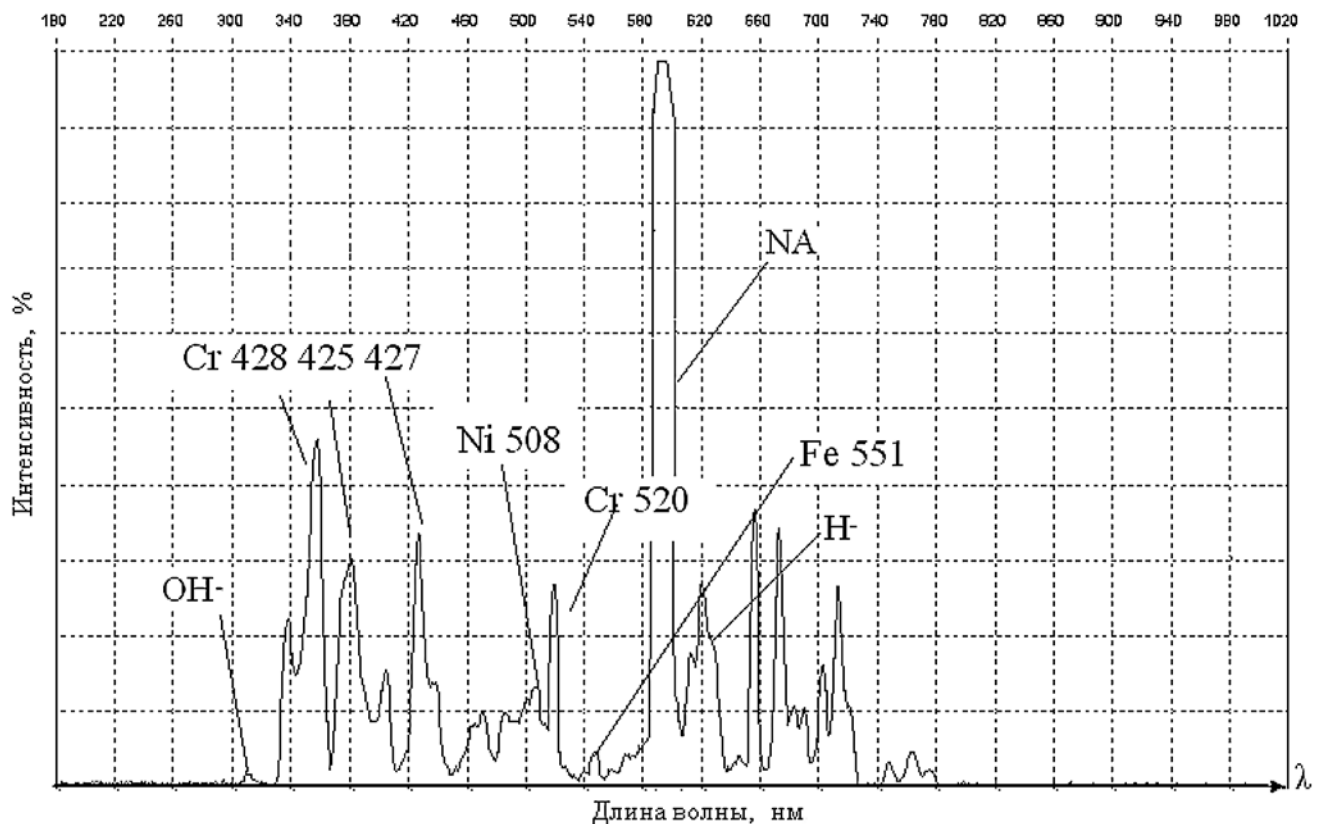


Рис. 9. Спектр свечения плазмы с активным электродом из нержавеющей стали марки 12X18H9T

10. Наличие электролитного электрода в цепи тлеющего разряда: обязательно.
11. Регулировка коагулирующего эффекта: достигается путем изменения глубины модуляции.

Список литературы:

1. *Bovie W.T.* New electro-surgical unit with preliminary note on new surgical-current generator // *Surg. Gynecol. Obstet.* 1928. Vol. 47. PP. 751-752.
2. Medtech Insight 2007 US Surgical Procedure Volumes Report No A606 / Medtech Insight LLC, a division of Windhover, Information, Inc. PP. 1-2.
3. Medtech Insight 2006 US Markets for Electrosurgical and Thermal Ablation Products // Medtech Insight LLC, a division of Windhover Information, Inc. P. ES-2.
4. *Brown D.B.* Concepts, considerations, and concerns on the cutting edge of radiofrequency ablation // *J. Vasc. Intervent. Radiol.* 2005. Vol. 16. PP. 597-613.
5. *Massarweh N.N., Cosgriff N. and Slakey D.P.* Electrosurgery: History, principles, and current and future uses // *J. Am. Coll. Surg.* 2006. Vol. 202. PP. 520-530.
6. *Woloszko J., Gilbride C.* Coblation Technology: Plasma mediated ablation for otolaryngology applications / Rep. Arthro Care Corp. Sannvale, CA 940886. 2001. PP. 102-114.
7. *Бабурин Н.В., Белов С.В., Данилейко Ю.К., Егоров А.Б., Лебедева Т.П., Нефедов С.М., Осико В.В., Салюк В.А.* Гетерогенная рекомбинация в плазме водяных паров как механизм воздействия на биологические ткани // Доклады Академии наук. 2008. Т. 426. № 4. С. 1-3.
8. *Palanker D., Vankov A. and Jayaraman P.* On mechanisms of interaction in electrosurgery // *New Journal of Physics.* 2008. Vol. 10. № 123022. 15 p.
9. *Белов С.В., Данилейко Ю.К., Нефедов С.М., Осико В.В., Салюк В.А. и соавторы.* Высокочастотные электрохирургические аппараты с режимом генерации низкотемпературной плазмы // Медицинская техника. 2010. № 1. С. 1-6.

10. *Патель А., Адшед Ж.* Биполярная TURP: Первый мультицентровый опыт нового подхода с использованием технологии Coblation // *J. Endourology.* 2003. Vol. 7 (1): A190.
11. *Райзер Ю.П., Шнейдер М.Н., Яценко Н.А.* Высокочастотный емкостной разряд. – М.: Наука, 1995.
12. *Владимиров Ю.А.* Свободные радикалы в биологических системах // Соросовский образовательный журнал. 2000. Т. 6. № 12. С. 13-19.
13. *Меньщикова Е.Б., Ланкин В.З., Зенков Н.К. и др.* Окислительный стресс. Проксиданты и антиоксиданты. – М.: Фирма «Слово», 2006.

Сергей Владимирович Белов,
д-р техн. наук,

ст. научный сотрудник,

зам. руководителя лаборатории,

Юрий Константинович Данилейко,

д-р физ.-мат. наук, профессор,

руководитель лаборатории,

ООО «Новые энергетические технологии»,

Сергей Михайлович Нефедов,

ст. научный сотрудник,

Вячеслав Васильевич Осико,

академик РАН,

руководитель Центра нанотехнологий,

ИОФ РАН им. Прохорова,

Виктор Афанасьевич Салюк,

д-р техн. наук,

зам. руководителя лаборатории,

Владимир Алексеевич Сидоров,

инженер,

ООО «Новые энергетические технологии»,

г. Москва,

e-mail: ser79841825@yandex.ru

**ВНИМАНИЮ ПОДПИСЧИКОВ,
РУКОВОДИТЕЛЕЙ СЛУЖБ ИНФОРМАЦИИ И БИБЛИОТЕК!**

**ПРЕДЛАГАЕМ ПОДПИСАТЬСЯ НА ЖУРНАЛ
«МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА»**

НА 2011 ГОД

Индекс по каталогу «Роспечать» – 72940.

В редакции можно оформить и оплатить льготную подписку с любого месяца.

**Стоимость подписки (включая доставку и НДС 10 %): 550 руб. – за один номер,
1650 руб. – на первое полугодие 2011 года (3 номера), 3300 руб. – на 2011 год (6 номеров)**

Наши тел.: (495) 695-10-70, 695-10-71