

МАНИПУЛЯТОР ПОРТАТИВНОГО ХИРУРГИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИССЕКЦИИ И ПЛАЗМЕННОЙ КОАГУЛЯЦИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Котов М.А.

ООО «Атомтехсервис», Димитровград, e-mail: m.kotov@ozonesurge.ru

Для проведения хирургических операций, как в условиях операционной, так и при выполнении малых хирургических вмешательств применяется большое количество медицинских приспособлений. Так для остановки кровотечения применяют различные классы электрохирургических устройств, использующие разные физические принципы: высокочастотный переменный электрический ток, ультразвуковые волны и их комбинации. Каждая из этих технологий имеет свои области применения, обусловленные прежде всего их преимуществами и недостатками. При выполнении технически сложных хирургических операций приходится использовать несколько видов электрохирургических комплексов одновременно. Поэтому создание рабочих манипуляторов, способных объединить несколько электрохирургических технологий в едином форм-факторе, является перспективным. Манипулятор портативного хирургического комплекса состоит из плазматрона и ультразвукового рабочего инструмента. При этом манипулятор выполнен в форм-факторе «шприца»: плазматрон при этом является цилиндром, а ультразвуковой рабочий инструмент – поршнем. Таким образом разработанная рабочая часть позволяет объединить в одном манипуляторе две электрохирургические технологии: плазменную коагуляцию и ультразвуковую диссекцию биологических тканей. Это позволит хирургу во время выполнения хирургических операций быстро переключаться между технологиями электрохирургического гомеостаза в зависимости от интраоперационной ситуации.

Ключевые слова: гемостаз, коагуляция, воздушно-озоновая плазма.

MANIPULATOR OF PORTABLE SURGICAL COMPLEX FOR ULTRASONIC DISSECTION AND PLASMA COAGULATION OF BIOLOGICAL TISSUES

Kotov M.A.

Atomtechservice LLC, Dimitrovgrad, e-mail: m.kotov@ozonesurge.ru

For carrying out surgical operations in the operating room, and performing small surgical procedures used a large number of medical devices. So to stop bleeding using various classes of electro-surgical devices that use different physical principles: high frequency alternating electric current, ultrasonic wave and combinations. Each of these technologies has its own field of application, primarily due to their advantages and disadvantages. When performing technically challenging surgical procedures require the use of several types of electro-surgical systems at a time. Therefore, the job creation manipulators are able to combine multiple electro-surgical technologies in a single form factor is promising. Portable surgical manipulator consists of plasma torch and ultrasonic working tool. The manipulator is made in the form factor of the "syringe": a plasma torch is a cylinder, and an ultrasonic working tool – piston. Thus developed the working part allows to combine in one paddle two electro-surgical technology: plasma coagulation and ultrasonic dissection of biological tissues. This will allow the surgeon during the surgery to quickly switch between technologies electro-surgical homeostasis depending on the intraoperative situation.

Keywords: hemostasis, coagulation, ozone-air plasma.

Сегодня выполнение хирургических операций нельзя себе представить без электрохирургических технологий [1,2,4]. Электрохирургические технологии основаны на применении высокочастотного переменного электрического тока, для электрокоагуляции и электродиссекции тканей с минимальным воздействием на нервно-мышечное проведение [5,7].

Базовое разделение электрохирургических приборов основано на том, сколько электродов используется для создания электрической дуги. Монополярные устройства

используют один активный электрод для воздействия на ткани, при этом максимальное термическое воздействие возникает около электрода и экспоненциально уменьшается по мере удаления вглубь тканей. Напротив, при биполярной технологии используются два активных электрода, между которыми и возникает электрическая дуга, воздействующая на ткань, что избавляет от необходимости в использовании пассивного электрода, используемого при монополярном режиме [6].

Широко используемыми технологиями является применение ультразвуковых волн, которые за счет преобразования энергии механических колебаний в тепловую энергию, а также за счет эффекта кавитации биологических жидкостей осуществляют термическое воздействие на ткани. Частота ультразвуковых колебаний составляет 45–55 кГц, что обеспечивает колебательные движения активного лезвия с амплитудой 45000–55000/мин. Ключевая особенность ультразвукового воздействия на биологические ткани – минимальное латеральное термическое поражение.

Для остановки кровотечения из сосудов применяется технология «LigaSure», позволяющая лигировать сосуды с помощью образования коллагеновой пробки. Технология похожа на биполярный метод, однако сила тока составляет около 4А, а напряжения менее 200 В, что примерно в 20 раз меньше. При помощи данной электрохирургической технологии можно останавливать кровотечения из сосудов диаметром до 7 миллиметров. Ключевой особенностью данной технологии является активный мониторинг тканевого импеданса.

По данным сравнительного исследования, проведенного Sutton PA et al., в котором в эксперименте на образце мышечной ткани свиньи исследовали латеральное термическое воздействие монополярного коагулятора, биполярного коагулятора, ультразвукового скальпеля и LigaSure, было показано, что наибольшим значением латерального термического воздействия обладает монополярное воздействие: нагрев ткани с 20 до 42 на расстоянии 1 сантиметр от точки воздействия [8].

Данные другого сравнительного исследования, проведенного Nefermehl LJ et al., также говорят о том, что максимальным латеральным термическим воздействием на ткани обладает монополярная коагуляция. При воздействии в течении 1 секунды зона термального воздействия в среднем составляла 3,5 миллиметра, а после 2 секунд воздействия – более 20 миллиметров [4].

При выполнении технически сложных хирургических операций приходится использовать несколько видов электрохирургических комплексов одновременно, так как различные виды электрохирургических воздействий имеют те или иные преимущества. Например, при работе в области богатой иннервации и плотном расположении сосудисто-

нервных пучков, целесообразно применять электрохирургические установки с минимальным латеральным термическим распространением на окружающие ткани, например, ультразвуковой гармонический скальпель. В случае оперативных вмешательств на паренхиматозных органах, данный фактор имеет меньшее значение, поэтому здесь можно использовать более широкий арсенал электрохирургических установок. Поэтому создание рабочих манипуляторов, способных объединить несколько электрохирургических технологий в едином форм-факторе, является перспективным направлением [3].

Цель исследования: разработать и спроектировать рабочую часть портативного хирургического комплекса для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей:

1. Для решения данной научно-технической проблемы были поставлены следующие задачи: Определить основные компоненты рабочей части портативного хирургического комплекса для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей на основе озона;
2. Определить основные компоненты и параметры плазматрона рабочей части портативного хирургического комплекса для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей на основе озона;
3. Определить основные компоненты и параметры ультразвукового диссектора рабочей части портативного хирургического комплекса для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей на основе озона.

Материалы и методы. При разработке рабочей части портативного хирургического комплекса использовались данные результатов патентного поиска по базам Российской Федерации, Соединенных штатов Америки и Европейского союза. Была проанализирована техническая научная литература по вопросу возможности комбинации плазматрона и ультразвукового диссектора. Полных аналогов данных устройств обнаружено не было. Комбинация двух электрохирургических технологий в одном манипуляторе в настоящее время представлена технологией Thunderbeat – комбинация ультразвукового диссектора с биполярным коагулятором.

Разработанный компанией ООО «Атомтехсервис» портативный хирургический комплекс, состоящий из двух электрических блоков-модулей: ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции [3], потребовал разработки манипулятора, позволяющего хирургу эффективно применять данные электрохирургические технологии.

Результаты и их обсуждение

При решении поставленных задач, направленных на создание манипулятора, мы остановились на форм-факторе шприца.

Рабочая часть портативного хирургического устройства для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей (заявка на полезную модель Российской Федерации № 2016132169) представляет собой рукоятку-манипулятор и включает плазматрон с двухэлектродным дуговым разрядником в виде полого цилиндра, замкнутого в электрическую цепь, и установленный в плазмотроне подвижно ультразвуковой диссектор.

Один конец плазмотрона выполнен в виде сопла диаметром 2 мм для формирования холодно-плазменного факела, а другой конец является сквозным. На расстоянии 4 мм от сопла плазмотрона находятся два электрода, которые расположены друг напротив друга в одной плоскости. Расстояние между электродами составляет 4 миллиметра. От каждого электрода отходит высоковольтный электрический провод, который проходит в желобке внутренней поверхности стенки плазматрона вне полости плазмотрона и соединяется с высоковольтным генератором дугового разряда через трансформатор. При этом корпус плазмотрона имеет отверстие диаметром 1 см, выполненное на боковой поверхности на расстоянии 5 см от сопла и сообщающееся с каналом плазмообразующего газа для соединения посредством шланга с накопителем и соответственно с реактором озонатора. По шлангу, в специальном канале, проходят электрические провода от электродов плазматрона. Длина плазмотрона составляет 13 см.

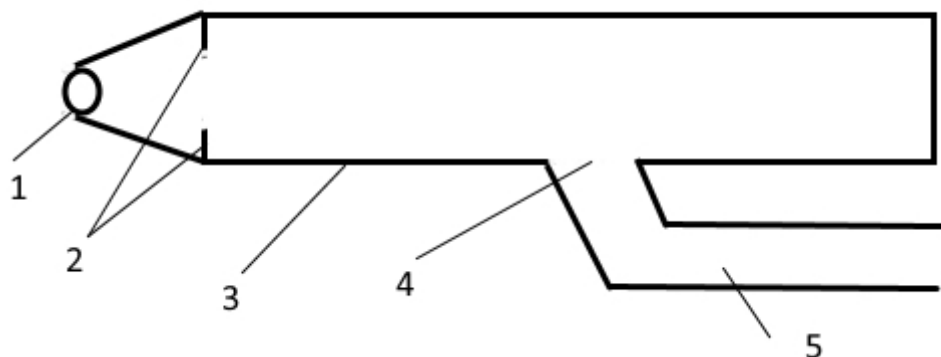


Рис.1. Плазматрон портативного хирургического комплекса для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей на основе озона: 1 – сопло; 2 – электроды; 3 – корпус; 4 – соединительное отверстие; 5 – шланг

Подвижный ультразвуковой диссектор представляет собой передвижной элемент устройства и выполнен в виде пьезокерамического элемента с волноводом-инструментом, заключенных в герметичный корпус цилиндрической формы с одним выходным отверстием. При этом волновод-инструмент выполнен в виде сменного металлического лезвия, прикрепленного к пьезокерамическому элементу с помощью конического переходника. Все элементы замкнуты в электрическую цепь. От пьезокерамического элемента отходит электрический провод, идущий к генератору ультразвуковой частоты. В настоящем варианте

осуществления длина сменного металлического лезвия составляет 4 см, диаметр основания лезвия – 2,8 мм, длина корпуса – 14 см, диаметр – 1,8 см.

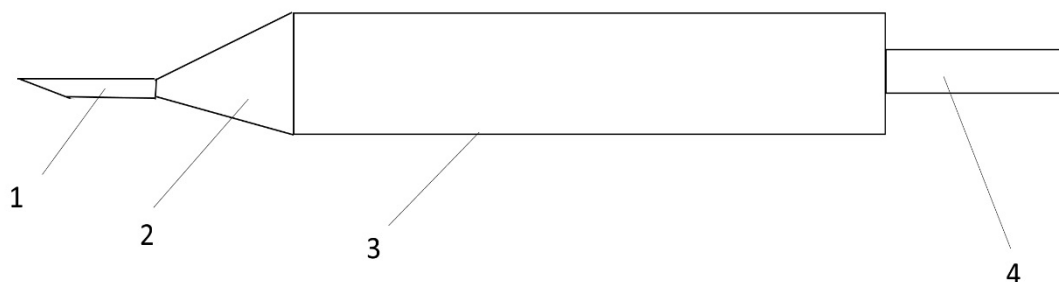


Рис.2. Ультразвуковой рабочий инструмент: 1 – активное лезвие; 2 – коннектор; 3 – корпус; 4 – электрический провод

Корпус ультразвукового диссектора герметично прилегает изнутри к стенкам корпуса плазмотрона. Ультразвуковой диссектор выполнен в виде независимо подвижного элемента рабочей части хирургического устройства с возможностью возвратно-поступательного движения в просвете цилиндрического корпуса плазмотрона и герметично замыкает отверстие плазмотрона, с которым сообщается канал подачи плазмообразующего газа и через которое поступает воздушно-озоновая смесь, как обычная передвижная пробка с образованием передвижного герметичного соединения с корпусом плазмотрона. Основная функция ультразвукового диссектора как передвижного элемента устройства – открытие и закрытие изнутри отверстия корпуса плазмотрона, расположенного на боковой поверхности в зависимости от движения ультразвукового диссектора.

Активация режимов плазменной коагуляции и ультразвуковой диссекции осуществляется с помощью рабочей части (рукоятки-манипулятора) портативного хирургического устройства.

В просвет корпуса плазмотрона вводится подвижный ультразвуковой диссектор. При этом за счет герметичного соединения собственно корпуса 24 ультразвукового диссектора со стенкой корпуса плазмотрона просвет корпуса плазмотрона герметизируется со стороны входа. При этом боковая поверхность корпуса ультразвукового диссектора закрывает отверстие, сообщающееся с каналом подачи плазмообразующего газа, выполненное на боковой стенке корпуса плазмотрона, или отверстие выводится за счет перемещения ультразвукового диссектора назад. Таким образом, объем воздушно-озоновой смеси в плазмотроне обеспечивается за счет возвратно-поступательного или поступательного

движения передвижного ультразвукового диссектора.

Передвижение корпуса ультразвукового диссектора осуществляется вручную при помощи кнопки-слайдера, расположенной на поверхности корпуса ультразвукового диссектора.

В режиме ультразвуковой диссекции ультразвуковой диссектор необходимо протолкнуть по цилиндру плазматрона до конца. При этом корпус ультразвукового диссектора герметично закроет отверстие полости плазматрона с каналом подачи плазмообразующего газа и шлангом, по которому подается воздушно-озоновая смесь, а металлическое лезвие пройдет через сопло плазматрона.

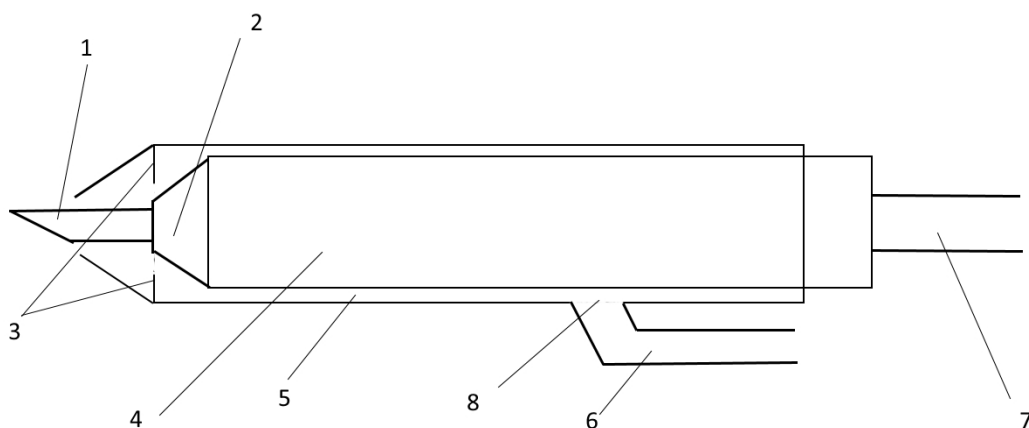


Рис.3. Рабочая часть портативного хирургического комплекса для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей на основе озона – режим ультразвуковой диссекции: 1 – активное лезвие; 2 – коннектор; 3 – электроды; 4 – корпус ультразвукового диссектора; 5 – корпус плазматрона; 6 – шланг; 7 – кабель; 8 – соединительное отверстие

Далее с помощью устройства управления включают режим диссекции для рассечения тканей, при котором электрический ток подается через генератор ультразвуковых колебаний на пьезокерамический элемент.

Для активации плазматрона необходимо отодвинуть ультразвуковой диссектор на расстояние см от сопла плазматрона. При этом откроется соединение плазматрона с соединяющим шлангом, и станет возможно поступление воздушно-озоновой смеси в плазматрон. Далее включают режим работы, который запускает воздушный компрессор, высоковольтный генератор барьерного разряда, высокочастотный генератор дугового разряда.

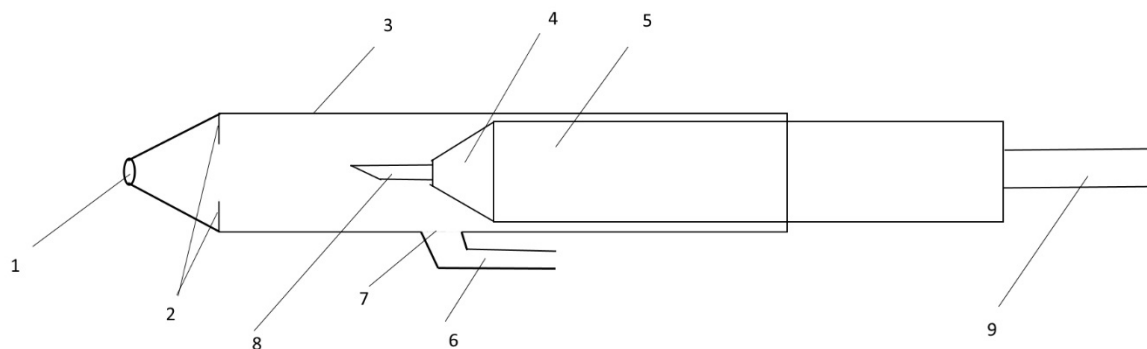


Рис. 4. Рабочая часть портативного хирургического комплекса для ультразвуковой диссекции и плазменной коагуляции биологических тканей на основе озона – режим плазменной коагуляции: 1 – сопло; 2 – электроды; 3 – корпус плазматрона; 4 – коннектор; 5 – корпус ультразвуковой рабочей части; 6 – шланг; 7 – соединительное отверстие; 8 – активное лезвие; 9 – электрический кабель

Вывод

Таким образом, разработанная рабочая часть позволяет объединить в одном манипуляторе две электрохирургические технологии: плазменную коагуляцию и ультразвуковую диссекцию биологических тканей. Это позволит хирургу во время выполнения хирургических операций быстро переключаться между технологиями электрохирургического гомеостаза в зависимости от интраоперационной ситуации.

Список литературы

1. Морфологическая оценка эффективности лечения абсцесса почки лазерным и плазменным скальпелем в эксперименте / В.П. Авдошин и [др.] // Вестник РУДН. Серия: Медицина. – 2003. – № 3. – С.99-102.
2. Бабич М.И. Применении аргоноплазменной коагуляции при видеоторакоскопическом лечении туберкулезного плеврита / М.И. Бабич // Вестник неотложной и восстановительной медицины. – 2012. – № 2. – С. 209-210.
3. Котов М.А. Экспериментальная оценка коагуляции биологических тканей методом воздействия воздушно-озоновой плазмой / М.А. Котов // Современные проблемы науки и образования. – 2016. – № 6; URL: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=25788> (дата обращения: 06.04.2017).
4. Hefermehl L.J., Largo R.A., Hermanns T., et al. Lateral temperature spread of monopolar, bipolar and ultrasonic instruments for robot-assisted laparoscopic surgery. *BJU Int.* 2014; 114:245.

5. Pantelic M., Ljekar J., Devecerski G., Karadzic J. Energysystemsinsurgery. *MedPregl.* 2015 Nov-Dec.; 68(11-12):394-9.
6. Siow S.L., Mahendran H.A., Seo C.J. Complication and remission rates after endoscopic argon plasma coagulation in the treatment of haemorrhagic radiation proctitis. *Int. J. Colorectal Dis.* 2016. Aug. 15.
7. Sutton P.A., Awad S., Perkins A.C., Lobo D.N. Comparison of lateral thermal spread using monopolar and bipolar diathermy, the Harmonic Scalpel and the Ligasure. *Br. J. Surg.* 2010; 97:428.
8. Sutton C. Power sources in endoscopic surgery. *Curr. Opin. Obstet. Gynecol.* 1995. Aug.; 7(4):248-56.