

**ПРИОРИТЕТНЫЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ПРОЕКТ «ОБРАЗОВАНИЕ»
РОССИЙСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ДРУЖБЫ НАРОДОВ**

**С.В. ДАВЫДОВА
А.Г. ФЕДОРОВ**

**ОПЕРАТИВНАЯ ЭНДОСКОПИЯ, ХИРУРГИЧЕСКИЕ ЭНЕРГИИ:
ЭЛЕКТРОКОАГУЛЯЦИЯ, АРГОНОПЛАЗМЕННАЯ КОАГУЛЯЦИЯ.
РАДИОВОЛНОВАЯ ХИРУРГИЯ, ЭНДОКЛИПИРОВАНИЕ**

Учебное пособие

**Москва
2008**

Введение

В последние десятилетия благодаря быстрому совершенствованию медицинских технологий, оборудования и инструментария, эндоскопия совершила качественный скачок в своём развитии, выйдя за рамки сугубо диагностического метода. Современная эндоскопия – это обширная область медицины, позволяющая выполнять целый ряд лечебных и оперативных вмешательств, во многих ситуациях с успехом заменяя традиционные открытые хирургические операции.

Высокотехнологичные методики внутрисветной оперативной эндоскопии находят своё применение при различной, как доброкачественной, так и злокачественной патологии пищеварительного тракта. С лечебной целью выполняются, в частности, следующие виды вмешательств:

- эндоскопический гемостаз при желудочно-кишечных кровотечениях различной этиологии;
- эндоскопическая полипэктомия;
- эндоскопическое лечение раннего рака (эндоскопическая резекция слизистой оболочки, различные способы абляции (девитализация) опухоли);
- удаление подслизистых опухолей (петельная электроэксцизия, эндоскопическое “вылущивание” подслизистой опухоли);
- реканализация опухолевых и рубцовых стриктур;
- эндоскопическая ретроградная холангиопанкреатикография (ЭРХПГ) с лечебными вмешательствами при различной патологии большого дуоденального сосочка, желчевыводящих путей и поджелудочной железы (эндоскопическая папиллосфинктеротомия и др.).

Использование высокочастотных энергий для выполнения коагуляции и рассечения тканей явилось, вне всякого сомнения, одним из величайших достижений хирургии XX века. При оперативных вмешательствах, осуществляемых через эндоскоп, высокочастотные энергии стали основным и главным способом воздействия. Однако мировой опыт, накопленный в последние десятилетия, показал, что высокочастотные энергии и, в особенности, электрохирургия, при непонимании физических аспектов воздействия и неправильном использовании могут быть источником тяжелейших осложнений и даже смертельных исходов. Потенциальными осложнениями являются травма стенки полого органа с перфорацией, ожоги тканей, поражение электрическим током. При этом в случае нежелательного воздействия электрического тока пострадать могут как пациент, так и врач и работающий в непосредственной близости медицинский персонал. Чтобы избежать этих опасных последствий, врач обязан владеть знаниями основных физических принципов различных видов высокочастотных энергий, а также иметь представление об особенностях устройства и работы современной аппаратуры и инструментария.

Целью настоящего руководства является обобщить сведения о физических аспектах, принципах воздействия, а также технике безопасности при использовании основных видов высокочастотных энергий, широко применяемых в современной оперативной эндоскопии: электрохирургии, аргоноплазменной коагуляции и радиоволнового воздействия.

Особое внимание уделяется технике выполнения полипэктомии, эндоскопической резекции слизистой и эндоскопическому гемостазу, как наиболее широко распространённым в клинической практике способам лечебного воздействия, осуществляемым через эндоскоп, при которых используются все виды хирургических энергий, включая механическое воздействие (эндоклипирование).

Раздел I. Электрохирургия

- Тема 1. Определение электрохирургии. Историческая справка. Основные понятия об электричестве
- Тема 2. Принципы электрохирургии
 - 2.1 Электрокаутеризация и электрохирургия
 - 2.2 Спектр частот переменного тока
 - 2.3 Монополярная и биполярная электрохирургия
 - 2.4 Плотность электрического тока
 - 2.5 Воздействие высокой температуры на клетку
 - 2.6 Механизм электрохирургического рассечения и коагуляции
 - 2.7 Форма волны и эффект воздействия на ткань
 - 2.8 Мощность и время воздействия
 - 2.9 Кривые мощности и микропроцессорный контроль генератора
 - 2.10 Электрохирургические эффекты воздействия на ткань
- Тема 3. Вопросы безопасности в электрохирургии
 - 3.1 Имплантируемые кардиостимуляторы и дефибрилляторы
 - 3.2 Заземлённый и изолированный выводы генератора
 - 3.3 Безопасность электрода пациента
 - 3.4 Непредвиденные контактные ожоги
 - 3.5 Прямой пробой
 - 3.6 Ёмкостный пробой и интерференция
 - 3.7 Реакция пациента на электрохирургическое воздействие
 - 3.8 Взрывоопасные газы
 - 3.9 Осложнения электрохирургии
 - 3.10 Подготовка пациента и аппаратуры к электрохирургии
 - 3.11 Правила безопасности электрохирургии

Тема 1. Определение электрохирургии. Историческая справка. Основные понятия об электричестве

Высокочастотная (ВЧ) электрохирургия, называемая обычно электрохирургией, – это метод хирургического воздействия высокочастотным током на ткань тела пациента с целью её рассечения или коагуляции. Электрохирургию называют также хирургией посредством [диатермии](#). Этот метод основан на физических и химических процессах в ткани, вызванных преимущественно тепловым действием тока.

Историческая справка

Развитие электрохирургии было связано с клинической необходимостью контролировать гемостаз во время выполнения хирургических вмешательств. Несмотря на то, что высокая температура используется в медицине для остановки кровотечений уже сотни лет, применение электричества для выработки теплоты в тканях вошло в общую клиническую практику с 1920-х годов, в гибкой же эндоскопии электричество используется с 1970-х годов.

История современной электрохирургии начинается с конца XIX – начала XX вв. после открытия токов высокой частоты (ВЧ), когда были сконструированы первые [ВЧ](#) генераторы и появились первые сообщения об их практическом применении (Tompson, Tesla, d'Arsonval, Oudin). Электрокоагуляция как метод лечения была введена в 1909 г. Doyen, а в 1910 г. Czerny впервые описал рассечение тканей с помощью ВЧ тока. В России пионером электрохирургии считают В.Н. Шамова, который в 1910-1911 гг.

применял токи высокой частоты для лечения злокачественных опухолей. Первые электрохирургические аппараты были чрезвычайно несовершенны, в связи с чем применение их было весьма ограничено.

Переломным моментом, после которого электрохирургия получила широкое распространение в качестве метода оперативного вмешательства, стал 1926 г., когда в результате совместной работы инженера William T. Bovie и нейрохирурга Harvey Cushing было организовано производство ВЧ генератора, разработанного специально для электрохирургии. Используя созданный Bovie электрокоагулятор, Cushing начал с успехом выполнять нейрохирургические вмешательства пациентам, которые ранее считались неоперабельными из-за невозможности остановить кровотечение во время операции.

Первые генераторы промышленного производства, получившие название аппаратов Bovie, были громоздкими и имели заземлённый вывод. Технология их производства оставалась практически неизменной до 1968 г., когда компанией Valleylab был представлен первый твёрдотельный генератор. Именно с этого момента началась новая эра современных компактных универсальных генераторов, производящих различные сложные формы волны, которые являются более простыми в управлении и обладают существенно повышенной безопасностью.

Основные понятия об электричестве

Электричество – это феномен, обусловленный существованием отрицательно и положительно заряженных частиц, составляющих вещество (материю). Атомы состоят из электронов (отрицательно заряженных), протонов (положительно заряженных) и нейтронов (нейтральных). Атомы, которые содержат равное количество электронов и протонов, имеют нейтральный заряд. При действии сил, которые приводят в движение электроны, заставляя их покидать орбиты своих атомов, заряд этих атомов соответствующим образом меняется: если количество электронов становится меньше количества протонов, атом приобретает положительный заряд и наоборот, атом с преобладанием электронов приобретает отрицательный заряд. При движении одноимённые заряды отталкиваются, разноимённые – притягиваются. Электричество образуется при перемещении электронов от одного атома к другому. Термин *электрический ток* используется для описания движения электрических зарядов. Электрический ток – это упорядоченное движение заряженных частиц.

Электрический ток образуется при движении заряженных частиц по проводнику. *Сила тока* (I) определяет, какой заряд проходит через поперечное сечение проводника за единицу времени, и измеряется в Амперах (А). Для того чтобы электроны могли беспрепятственно перемещаться, необходима замкнутая электрическая цепь. *Электрическая цепь* – это путь, по которому следуют заряженные частицы.

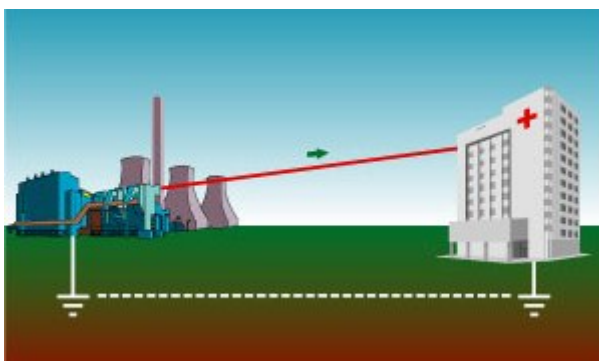


Рис. 1. Упрощённая схема бытовой электросети [110]

На рис. 1 представлена упрощённая схема электрической цепи, являющейся источником тока, которым мы пользуемся в быту, т.е. подключая любой электроприбор (включая медицинское электрооборудование) к бытовой розетке, мы тем самым включаем его в эту цепь (бытовую электросеть). Электростанция генерирует напряжение, которое вызывает движение электронов по цепи. Естественным источником электронов является земля. Для того чтобы замкнуть электрическую цепь, электроны должны вернуться к земле. Таким образом, любой заземлённый объект может

замкнуть электрическую цепь,

У электричества есть ряд естественных свойств, ~~обеспечивающих электронам путь к земле~~, чтобы понять принципы электрохирургии, и которые объясняют причины развития некоторых электрохирургических осложнений. Электрический ток, движение которого происходит со скоростью, близкой к скорости света:

- всегда следует по пути наименьшего сопротивления;
- всегда ищет путь к такому резервуару электронов, как земля;
- при равнозначном [сопротивлении](#) тканей ток всегда выбирает кратчайший путь.

Существует два вида электрического тока – постоянный и переменный. *Постоянный ток* (direct current, DC) – это ток, в котором заряженные частицы перемещаются только в одном направлении. *Переменный ток* (alternating current, AC) меняет направление движения заряженных частиц. *Частота переменного тока* – это число циклов изменения тока в единицу времени, измеряющееся в Герцах (Гц). 1 Гц равен одному циклу изменения тока в секунду. Переменный ток бытовой частоты совершает 50-60 циклов изменения направления в секунду; подавляющее большинство медицинского электрооборудования функционирует при частоте сети 50-60 Гц. Переменный ток столь низкой частоты вызывает повреждение и разрушение ткани, воздействие низкочастотного (НЧ) электрического тока на человека приводит к [электротравмам](#) и [электроударам](#). Нейромышечная стимуляция прекращается при частоте свыше 100 кГц, когда переменный ток переходит в спектр радиочастот (radiofrequency current, RF). Электрохирургия использует высокочастотный, или радиочастотный, переменный ток.

Импеданс (или полное сопротивление, волновое сопротивление, R) – это сопротивление среды распространению электрического тока (электромагнитных волн), измеряемое в Омах. Несмотря на частую взаимозаменяемость, термин *импеданс* следует применять в отношении переменного тока, в то время как *сопротивление* используется при характеристике постоянного тока. При выполнении электрохирургии источником сопротивления являются ткани пациента. Когда ток на своём пути встречает сопротивление, происходит выработка тепла.

Напряжение электрического тока (U), измеряемое в Вольтах (В), – это та сила, которая в замкнутой электрической цепи заставляет электроны перемещаться от атома к атому, преодолевая сопротивление. Напряжение, создаваемое электрохирургическим генератором, является той электродвижущей силой, которая вызывает электрический ток в замкнутой цепи.

Мощность электрического тока (P) – это работа, которую совершает ток за единицу времени. Мощность измеряется в Ваттах (1 Вт = 1 Дж × с).

Фундаментальным физическим законом, который связывает все электрохирургические параметры, является *закон Ома*:

$$P = I^2R, U = IR, P = UI,$$

где P – мощность, Вт; I – сила тока, А; R – сопротивление, Ом; U – напряжение, В.

Тема 2. Принципы электрохирургии

2.1 Электрокаутеризация и электрохирургия

Термином [электрокаутеризация](#) иногда обозначают все виды электрохирургических вмешательств. Это некорректно. Электрокаутеризация подразумевает использование постоянного электрического тока, в то время как при электрохирургии применяется высокочастотный переменный ток.

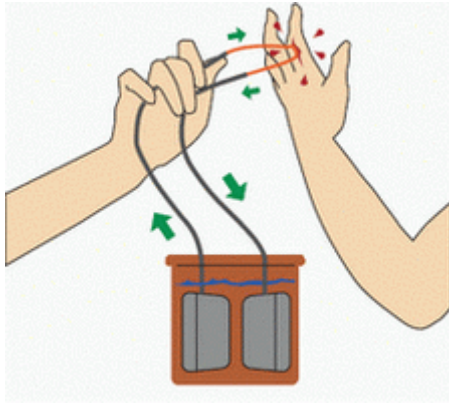


Рис. 2. Электрокаутеризация [109]

При электрокаутеризации ток используется исключительно для разогрева инструмента, который затем контактным способом воздействует на ткань; электрический ток при этом никогда не выходит за пределы инструмента и не протекает через ткани пациента (рис. 2). При [электрохирургии](#), напротив, пациент является частью электрической цепи, и ток протекает через его тело. Термин электрокаутеризация следует применять только в отношении устройства, использующего постоянный ток, и способного выполнять только коагуляцию без возможности электрохирургического резания.

2.2 Спектр частот переменного тока

Пионеры в области разработки электрохирургических приборов обнаружили, что воздействие электрического тока на биологическую ткань может вызывать различные эффекты. При воздействии постоянного или переменного тока с чрезвычайно низкой частотой, заряженные молекулы в ткани начинают перемещаться по направлению к полюсам электродов, таким образом, наблюдается электролитический эффект.

Более частые колебания тока элиминируют электролитический эффект и вызывают желаемый разогрев на клеточном уровне. Однако электрический ток с частотой менее 100 000 Гц (100 кГц) вызывает нежелательную нейромышечную стимуляцию. При воздействии электрического тока бытовой частоты 50-60 Гц может произойти прямая интерференция с биологическими электрическими колебаниями в организме человека, результатом чего может явиться [электротравма](#), [электроудар](#), фибрилляция и остановка сердца. Способность электрического тока вызывать данный тип интерференции (интерференция с нормальным сердечным ритмом, мышечные сокращения, тетания и т.д.) носит название [эффекта Фарадея](#).

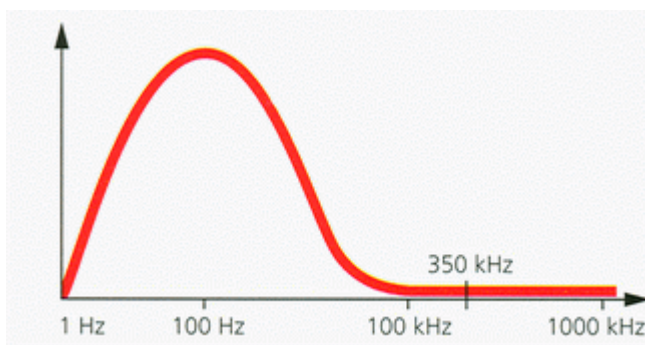


Рис. 3. Корреляция между нейромышечной стимуляцией и частотой [83]

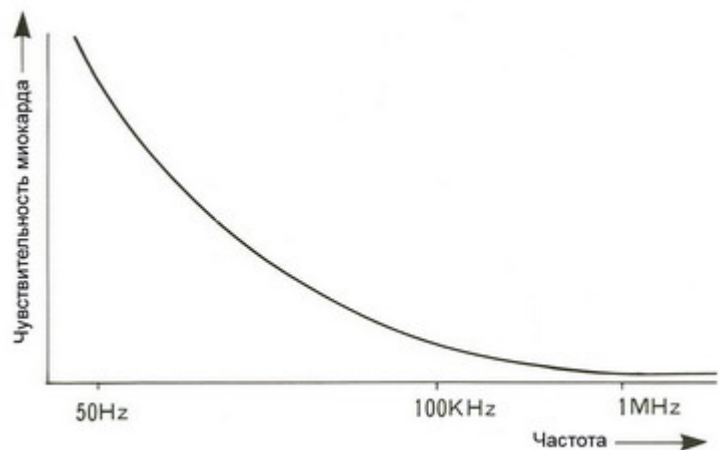


Рис. 4. Частота и чувствительность миокарда [100]

При высоких частотах нейромышечная чувствительность, в том числе чувствительность миокарда к воздействию электрического тока снижается (рис. 3, 4). При частоте тока в несколько сотен килогерц электрический ток даже силой в несколько сотен миллиампер, протекая рядом с миокардом, не вызовет опасной желудочковой фибрилляции.

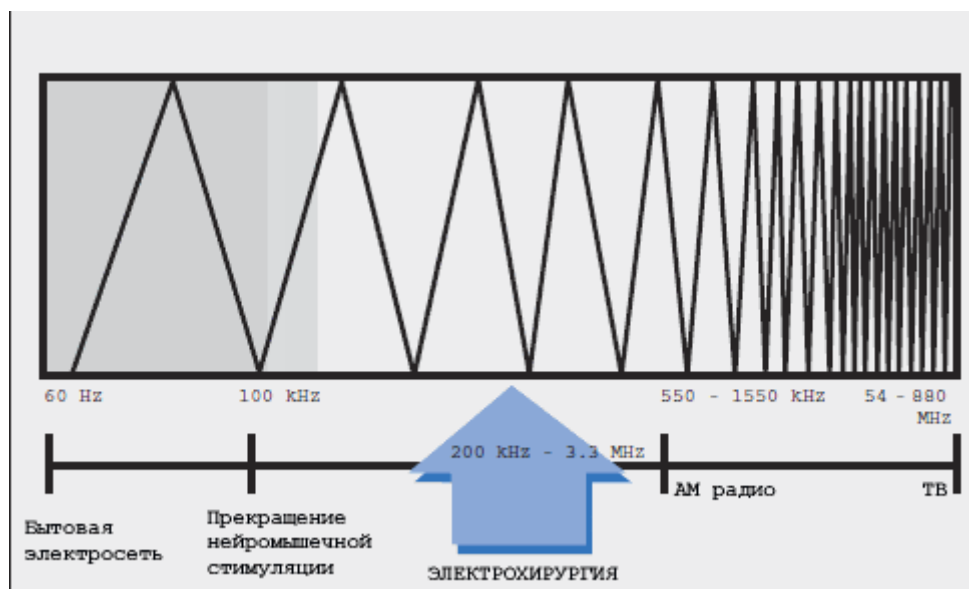


Рис. 5. Спектр частот переменного тока [109]

При колебаниях электрического тока свыше 100 000 Гц большинство нейромышечных эффектов перестают проявляться, оставляя преимущественно желаемый результат нагрева ткани. Основой лечебного применения электрохирургии является этот термический эффект. Таким образом, безопасная [электрохирургия](#) может быть выполнена в спектре радиочастот (свыше 100 кГц); в связи с этим высокочастотную электрохирургию иногда называют радиохирургией (рис. 5). Электрохирургический генератор, работающий от бытовой электросети, повышает частоту переменного тока с 50-60 Гц до необходимых для электрохирургии частот свыше 200 кГц. Большинство электрохирургических генераторов работают в диапазоне от 200 кГц до 3,3 МГц. Нижняя граница этого интервала обусловлена существованием нейромышечного эффекта воздействия тока, в то время как верхняя граница является более свободной и определяется техническими соображениями. При очень высоких частотах становится трудным контролировать направление течения тока из-за появления [ёмкостных пробоев](#) и радиальной потери энергии.

2.3 Монополярная и биполярная электрохирургия

Для образования тока необходима замкнутая [электрическая цепь](#). В электрохирургии в зависимости от типа используемых инструментов существует два типа электрической цепи: монополярная и биполярная.

Биполярная электрохирургия

При *биполярной электрохирургии* источник тока соединен с двумя электродами, которые смонтированы в одном инструменте. В открытой и лапароскопической хирургии используются биполярные инструменты с двумя браншами, которые выполняют функцию активного и возвратного электродов. Электрический ток проходит лишь через небольшую порцию тканей, находящуюся между двумя электродами (при этом, однако, не следует забывать, что коагулирующий эффект наблюдается не только между, но и *вокруг* бранш биполярного инструмента). Таким образом, в электрическую цепь включается только ткань, зажата между браншами инструмента, электрический ток не проходит через тело пациента и отсутствует необходимость в пассивной пластине пациента (рис. 6).

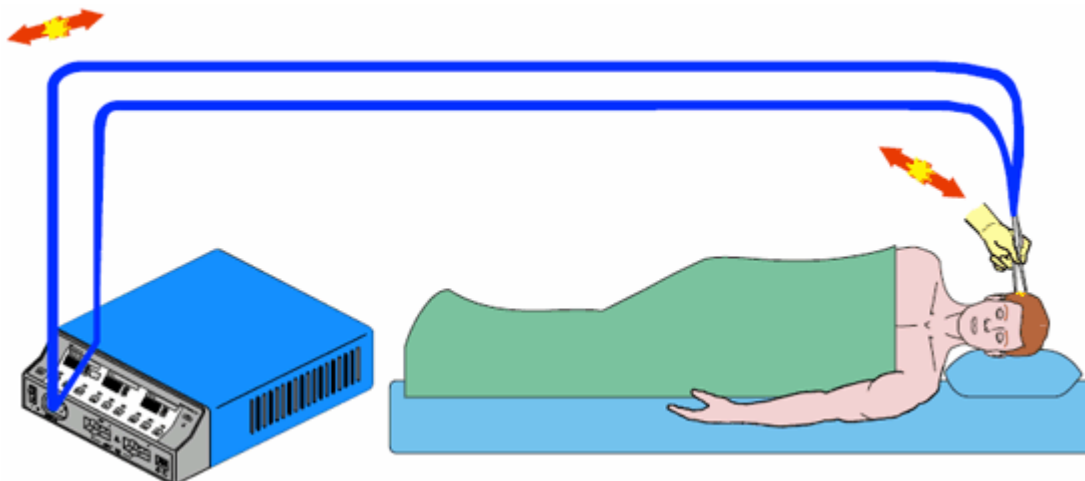


Рис. 6. Биполярная электрическая цепь [110]

Так как оба электрода находятся в тесной близости друг от друга, для достижения тканевого эффекта достаточно использовать низкие уровни напряжения. Большинство электрохирургических блоков с биполярным режимом используют режущую форму волны, так как она является низковольтной и гемостаз достигается без ненужной карбонизации.

Биполярная электрохирургия имеет некоторые ограничения. В биполярном режиме отсутствует возможность осуществления бесконтактной [фульгурации](#); благодаря низким уровням напряжения биполярное воздействие менее эффективно при активных кровотечениях. Долгое время применение биполярной хирургии было ограничено единственным режимом коагуляции без возможности осуществления резания. Однако в настоящее время разработаны биполярные системы, имеющие так называемый "макробиполярный режим", или режим биполярного резания с более высоким напряжением, что позволяет использовать его для биполярного рассечения или быстрой коагуляции больших объёмов ткани. Этот режим имеют последние поколения многих электрохирургических генераторов, в частности таких известных производителей, как Valleylab (корпорация Tyco Healthcare, USA) (генератор Valleylab Force-FX) и Martin, Germany (Maxium Martin ME-402).

Наиболее широкое применение биполярная электрохирургия нашла в нейрохирургии и гинекологии. В гибкой эндоскопии [биполярные электроды](#) используются в основном для осуществления эндоскопического гемостаза в желудочно-кишечном тракте (рис. 7, 8).

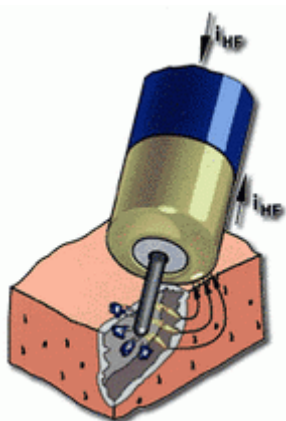


Рис. 7. Принцип работы



Рис. 8. Биполярный электрод Quicksilver™ (Wilson-Cook®) для

Биполярная электрохирургия является наиболее безопасной из-за локальности воздействия и отсутствия распространения тока по телу пациента. Она является методом выбора в ситуациях, когда нежелательно применение монополярной электрической цепи с более высокими установками мощности, в частности при наличии у пациента имплантированных кардиостимуляторов.

Монополярная электрохирургия

Монополярная электрохирургия является наиболее часто используемым методом электрохирургического воздействия ввиду своей клинической эффективности, универсальности и возможности воспроизведения различных тканевых эффектов.

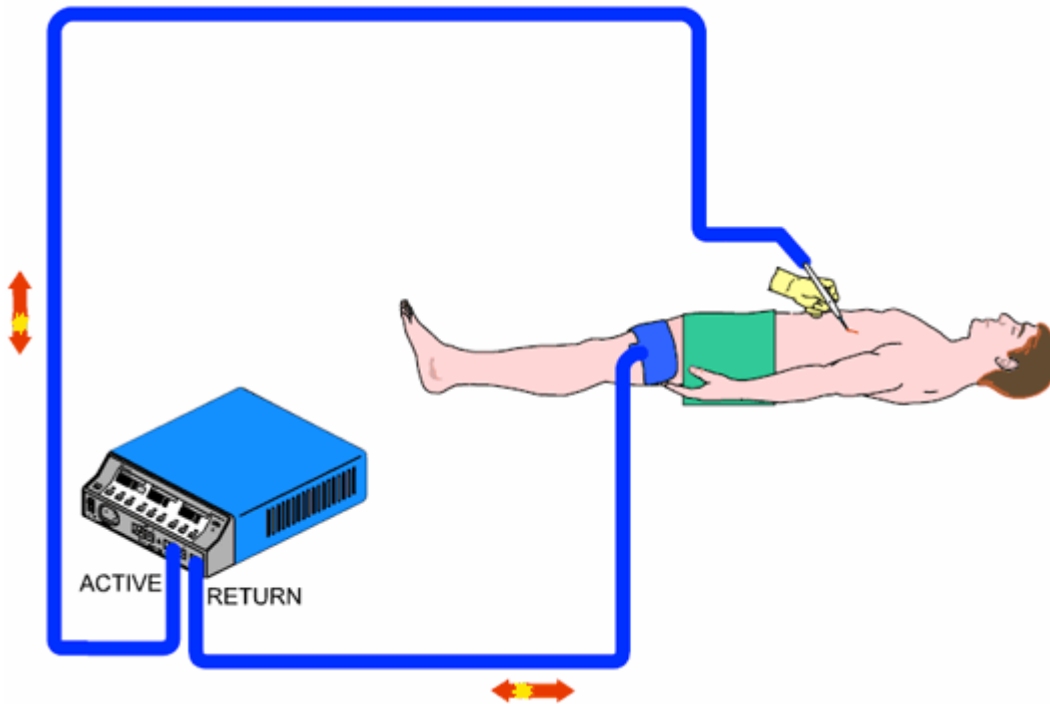


Рис. 9. Монополярная электрическая цепь [110]

При использовании монополярного инструмента электрическая цепь замыкается через электрод пациента (возвратный, или нейтральный электрод). При монополярной электрохирургии одним электродом является инструмент, с помощью которого осуществляется воздействие на ткань (активный электрод), а второй электрод помещается под тело пациента (пластина пациента). Электрический ток проходит через тело пациента, которое становится проводником (рис. 9). При монополярных вмешательствах правильное расположение пластины пациента необходимо для обеспечения наилучшего дисперсионного эффекта энергии. Расположение новой

одноразовой пластины, в поперечном направлении, в области правого бедра является адекватным для большинства пациентов

Монополярная электрохирургия используется как для рассечения тканей, так и для коагуляции. Монополярная электрохирургия потенциально (при несоблюдении техники безопасности) наиболее опасна, так как образует электрическую цепь, проходящую через тело пациента, в связи с чем существует опасность электротравмы и образования аномальных ответвлений электротока.

2.4 Плотность электрического тока

Плотность электрического тока является определяющим параметром в детерминировании специфических тканевых эффектов в электрохирургии; при этом она является суммой эффектов всех остальных параметров.

Плотность электрического тока (J) является мерой концентрации тока или, по определению, силой тока, приходящейся на единицу площади (измеряется в A/m^2). Интенсивность выработки тепла и, как следствие, тканевой эффект является функцией плотности тока. Это мера интенсивности. Математически повышение температуры находится в зависимости от квадрата плотности тока. Ток, который приведёт к вскипанию воды при воздействии на квадратный миллиметр площади, не окажет заметного влияния на температуру при воздействии на квадратный сантиметр площади. Существенное различие в площади поверхности активного электрода и пластины пациента является, пожалуй, наилучшим наглядным примером этого принципа (рис. 10).

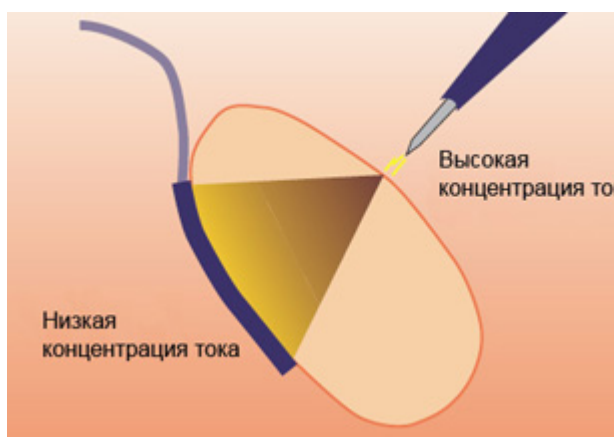


Рис. 10. Концентрация электрического тока [109]

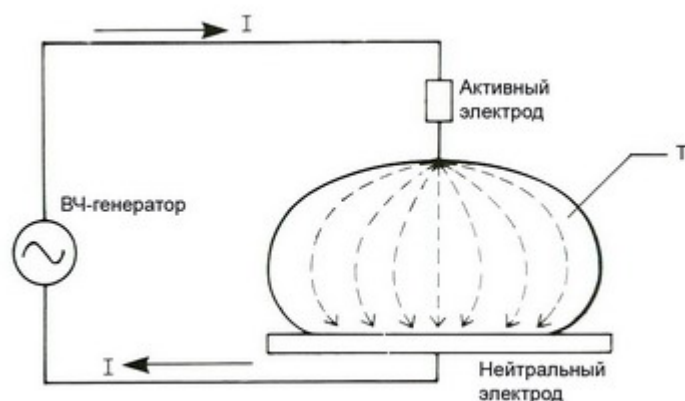


Рис. 11. Электроды монополярной цепи и плотность электрического тока [100]

Плотность тока в ткани, находящейся в контакте с активным электродом, достаточно высока благодаря малой площади контакта. С другой стороны, плотность тока в ткани, находящейся в контакте с нейтральным электродом (пластиной пациента), относительно низкая благодаря большой площади контакта. Таким образом, выработка тепла в области пластины пациента столь мала, что является несущественной. Это позволяет в монополярной электрохирургии ограничивать воздействие (резание и

коагуляцию) областью контакта с активным электродом (рис. 11). Количественная оценка теплового действия электрического тока при преодолении им сопротивления (ткани пациента) определяется *законом Джоуля-Ленца*:

$$Q = I^2Rt,$$

где Q – количество выделяемого тепла, I – сила тока,
R – сопротивление, t – время воздействия тока.

Плотность электрического тока зависит от напряжения, силы тока, формы волны, сопротивления (импеданса) ткани, размера электрода и времени воздействия тока.

2.5 Воздействие высокой температуры на клетку

Рассмотрим эффект воздействия на клетку теплоты, создаваемой достаточно плотным высокочастотным током (табл. 1).

Таблица 1.

Воздействие температуры на клетку

Температура	Эффект
40°C	Обратимая травма клетки
50°C	Необратимая травма клетки (некроз)
70°C	Коагуляция (денатурация белка)
100°C	Резание (вапоризация)
200°C	Карбонизация (обугливание)

Нагревание тканей до 45°C не оказывает серьезного повреждающего действия на клетку. При температуре 45–70°C степень деструкции зависит от длительности воздействия. При температуре 70–100°C наступает денатурация белка (коагуляция), при 100°C испаряется внутриклеточная жидкость (вапоризация, эффект электрохирургического резания). Наконец, при 200°C и выше клетки распадаются на неорганические вещества, происходит обугливание (карбонизация).

2.6 Механизм электрохирургического рассечения и коагуляции

Электрохирургическое рассечение ткани (резание, диссекция). Рассечение обычно осуществляется [монополярной электрохирургией](#). В качестве [активного электрода](#) в хирургии используют различные виды ножеподобных инструментов, в гибкой эндоскопии для этих целей применяют игольчатые электроды и петли из тонкой проволоки (папиллотомы, полипэктомические петли и т.д.).

Для осуществления электрохирургического рассечения тканей должен быть создан ряд условий:

- ткань необходимо нагреть до температуры, превышающей 100°C;
- ткань должна быть нагрета быстро, в течение короткого промежутка времени, для чего необходима достаточно высокая [мощность](#);
- [пики напряжения](#) должны быть более 200 В и достаточно длительными, чтобы создать необходимую [плотность тока](#).

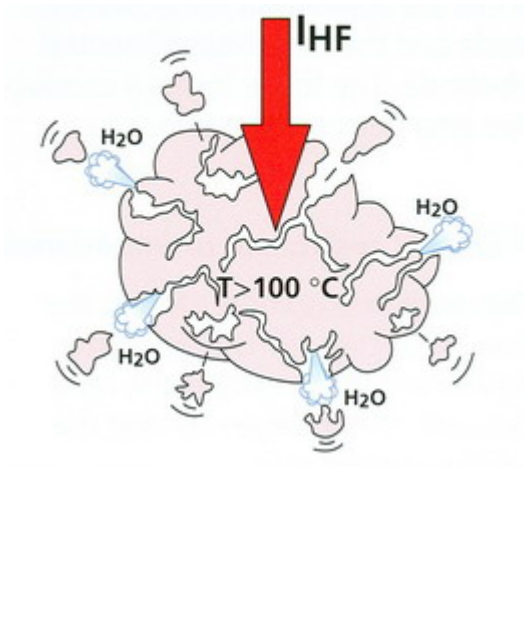


Рис. 12. Электрохирургическое резание [83]

Механизм резания, проводимый в правильном режиме, основан на очень быстром воздействии тока на внутритканевую (внутриклеточную) жидкость, которая ещё до коагуляции ткани превращается в пар, занимающий объём, в тысячу раз больший, чем вода; клеточная мембрана при этом разрушается, что даёт основание сравнить этот процесс со взрывом (рис. 12). Это разрушение клеточных мембран по ходу воздействия электрода, такого как проволока (струна), и является электрохирургическим резанием.

При снижении подводимой к ткани мощности резко уменьшается объём прилегающей к электроду ткани, подвергающейся нагреву. Вследствие этого снижается скорость резания, которая с уменьшением мощности быстро стремится к нулю. Таким образом, для каждого типа электрода существует пороговая величина подводимой мощности, ниже которого рассечение прекращается.

При уменьшении диаметра электрода увеличивается скорость роста температуры ткани, прилегающей к электроду, ввиду меньшего объёма нагреваемой током ткани. Этим объясняется меньший пороговый уровень мощности при резании более тонкими электродами. Кроме того, общая небольшая площадь поверхности контактирования электрода с тканью создаёт более благоприятное, с точки зрения необходимой мощности, условие резания ткани с большим удельным [сопротивлением](#).

Большое влияние на качество рассечения оказывает степень чистоты рабочей поверхности электрода. Шероховатости и зазубрины на ней создают эффект, аналогичный уменьшению скорости нагрева; на таких электродах в большей степени образуется нагар, и они требуют для работы большего напряжения. Обязательным условием работы является наличие высокой степени чистоты поверхности рабочего электрода.

Микровзрыв после соприкосновения электрода с тканью происходит так быстро, что тепловая волна не успевает проникнуть в толщу ткани. Вследствие этого коагулированной оказывается лишь самая поверхностная часть рассечённой ткани. Струп раневой поверхности, особенно при использовании электродов с малым диаметром проволоки, оказывается ничтожным. Таким образом, разделение ткани взрывом пара сопровождается минимальным и поверхностным термическим воздействием на ткань.

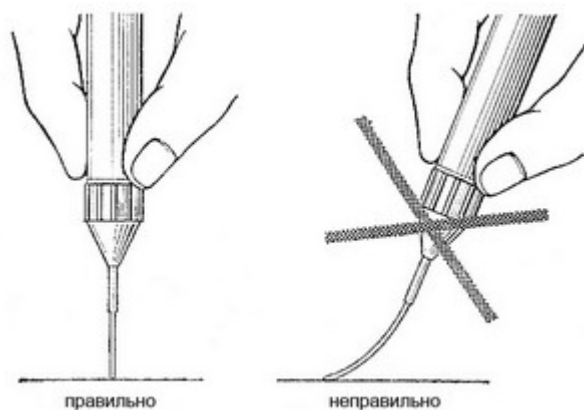


Рис. 13. Разрез ткани игольчатым электродом [7]

Достижение этого “идеального” варианта удаётся при условии продвижения электрода без механического давления на ткань. Механическое давление, оказываемое при резании на электрод, вызывает поломку тонкого электрода или образование излишнего струпа; ускорения рассечения ткани при этом не происходит (рис. 13). Понимание сути процесса и особенностей механизма электрохирургического резания крайне необходимо при выполнении такой сложной и при несоблюдении правил чреватой опасными осложнениями операции, как эндоскопическая папиллосфинктеротомия.

Электрохирургическая коагуляция ткани.

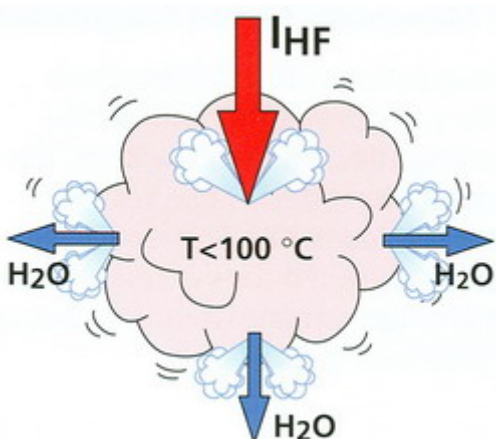


Рис. 14. Электрохирургическая коагуляция [83]

В том случае, когда пики напряжения составляют менее 200 В, применяется меньшая мощность, или клетки находятся в отдалении от электрода, внутриклеточная жидкость разогревается более медленно. При температуре от 70°C до 100°C вода испаряется из клетки без разрушения мембраны, клетка при этом высушивается и сморщивается, белки денатурируют, что сопровождается образованием тромбов и гемостазом. Результатом является электрохирургическая коагуляция (рис. 14).

Соотношение количества клеток, подвергнутых “резанию” к количеству “коагулированных” клеток определяет общий эффект воздействия на ткань.

2.7 Форма волны и эффект воздействия на ткань

Среди всех параметров, которые определяют эффект воздействия на ткань, наиболее зависимым от конструкции электрохирургического генератора является форма высокочастотной волны, или режим вывода.

Первые электрохирургические генераторы, сконструированные в середине 1920-х годов, состояли из двух отдельных блоков. Вакуумный ламповый генератор производил непрерывный высокочастотный переменный электрический ток, который оказывал на ткань эффект резания. В противоположность ему, искровой генератор производил резко затухающий прерывистый переменный ток, вызывающий коагуляцию. Ранние приборы совмещали эти два отдельных генератора в одном корпусе. Для

работы на этом приборе врачу приходилось переключать рычаг устройства из одного положения в другое для того, чтобы изменить желаемый эффект воздействия на ткань.

К 1968 году технология полупроводников развилась до такой степени, что стало возможным производство первого твёрдотельного генератора (Valleylab). Он обеспечивал возможность осуществлять резание и коагуляцию одновременно. В твёрдотельных генераторах (единственный тип, производимый на сегодняшний день) форма волны последовательно меняется от непрерывной синусоидальной низковольтной к более высоковольтной и прерывистой (модулированной), что позволяет изменять эффект воздействия на ткань от резания к коагуляции (рис. 15).

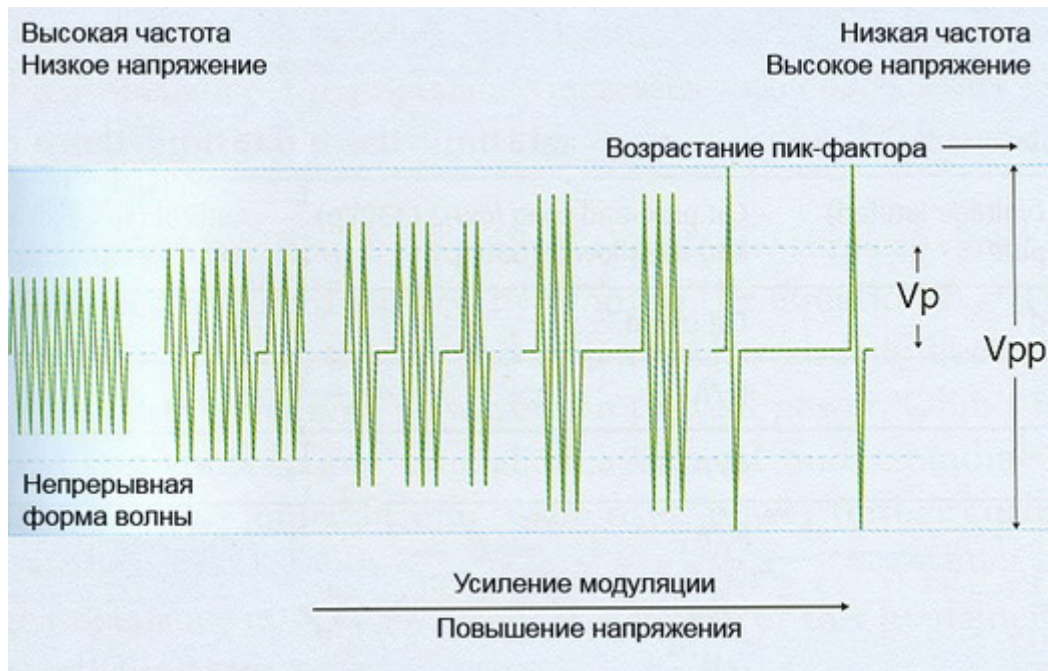


Рис. 15. Формы электрохирургической волны [91]

Непрерывная форма высокочастотной волны с [пиковым напряжением](#) не менее 200 В образует [силу тока](#), достаточную для выработки искровых микроразрядов между активным электродом и тканью. Столь высокая [плотность электрического тока](#) по краю электрода заставляет клетки в буквальном смысле взрываться, разделяя ткань так, как если бы её резали. По мере испарения клеток образуется микроскопический слой пара, который усиливает эффект резания.

Вдоль края разреза всегда существует слой клеток, чья удалённость от электрода позволяет им разогреваться более медленно. Эти клетки подвергаются коагуляции. Глубина этой краевой коагуляции напрямую зависит от высоты пика напряжения волны и толщины электрода. Высокие пики напряжения оставляют более широкую зону коагуляции, а тонкая режущая струна оставляет меньшую зону коагуляции, нежели плоское лезвие.

Даже если форма волны будет непрерывной синусоидальной, но пиковое напряжение при этом менее 200 В, разрез не произойдёт. Эти выходные параметры недостаточны, чтобы инициировать начальный разряд, необходимый для осуществления резания. Вместо этого результатом будет поверхностная коагуляция.

Для осуществления более глубокого воздействия на ткань с меньшим эффектом резания, но более сильной коагуляцией постоянная форма волны прерывается, или модулируется. При прерывании волны, даже при тех же установках мощности, энергия воздействует на ткань медленнее. Для более глубокой коагуляции пики напряжения должны быть увеличены. Это необходимо, так как по ходу воздействия электрода, по мере коагуляции ткани возрастает её [импеданс](#). Тонкий высушенный слой коагуляции, производимый низковольтной непрерывной волной, не ограничивает пенетрацию этих

высоковольтных пиков, с помощью которых электрический ток проникает через обезвоженный слой, увеличивая глубину коагуляции (рис. 16).

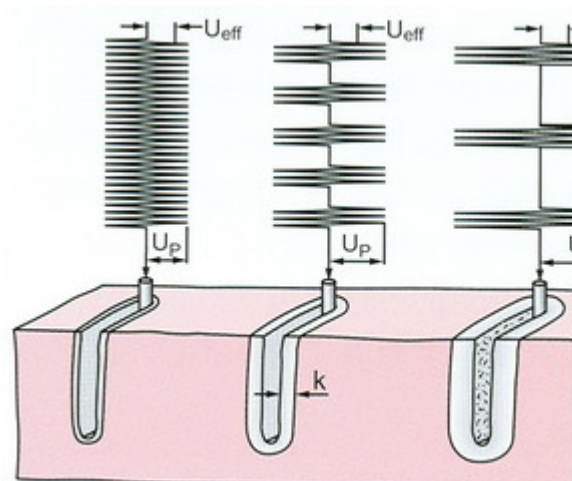
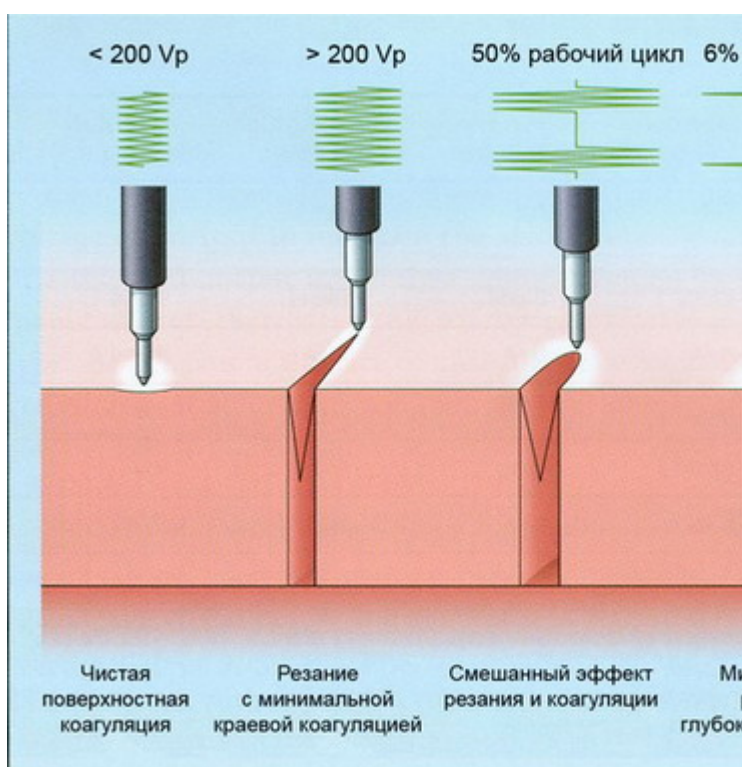


Рис. 16. Изменение тканевого эффекта при изменении формы волны [91][83][110]

Варьирование степенью **модуляции** и высотой **пиков напряжения** позволяет разработчикам электрохирургических генераторов устанавливать выходные параметры, необходимые для получения того или иного эффекта воздействия на ткань. К сожалению, до сих пор не стандартизована терминология, используемая для описания различных режимов вывода. Даже в разных моделях одного производителя одни и те же слова могут быть использованы для описания различных форм волны. На оперирующего врача ложится ответственность правильно распознать тип выходных параметров, обозначенных тем или иным значком или надписью на генераторе. В этом случае источником полезной информации должно послужить руководство пользователя, прилагаемое к каждому электрохирургическому блоку.

Неразбериху с терминологией усугубляет тот факт, что используемые при описании слова часто не являются собственно описательными. Несмотря на то, что при резании всегда в той или иной степени присутствует зона коагуляции, в большинстве электрохирургических генераторов режим вывода в виде непрерывной синусоидальной волны с пиковым напряжением более 200 В описывается как "чистое резание" ("pure cut"). Всё большее распространение получают генераторы, которые в режиме резания имеют различные настройки уровня напряжения, что сопровождается различной глубиной коагуляции по краю разреза. Эти различные настройки иногда обозначаются как "режим резания 1" ("Cut Effect 1"), "режим резания 2" ("Cut Effect 2"), и так далее.

Лишь некоторые из генераторов вырабатывают непрерывную синусоидальную форму волны с пиковым напряжением, не превышающим 200 В. Несмотря на то, что непрерывная форма волны обычно ассоциируется с резанием, сочетание её со столь низким уровнем напряжения даёт эффект *чистой* коагуляции. Такая разновидность формы волны может быть названа **"мягкой коагуляцией"** ("soft coagulation") при использовании в монополярной электрической цепи, но это также хороший выбор для эндоскопических биполярных зондов в биполярной электрической цепи.

Модулированная форма волны, которая обеспечивает наиболее глубокую коагуляцию (гемостаз) с минимальным резанием, часто неправильно называется "чистой коагуляцией" ("pure

coagulation”). Неправильно – потому что наличие пиков напряжения более 200 В, пусть редких, подразумевает наличие некоторого эффекта [электрохирургического резания](#). Это традиционное, но неточное название порождает такие странные врачебные высказывания типа: “Я всегда для резания использую чистую коагуляцию”.

Большинство генераторов создаёт некоторый набор модулированных форм волн, находящихся в промежуточном положении между резанием и коагуляцией. Их называют “смешанными токами” (“blend”). Это, пожалуй, наиболее описательный термин, так как он подразумевает, что часть клеток испаряется (подвергается резанию), а часть коагулируется. По мере увеличения модуляции формы волны и возрастания напряжения тканевой эффект меняется в сторону усиления коагуляции (гемостаза) и уменьшения резания (рис. 17).

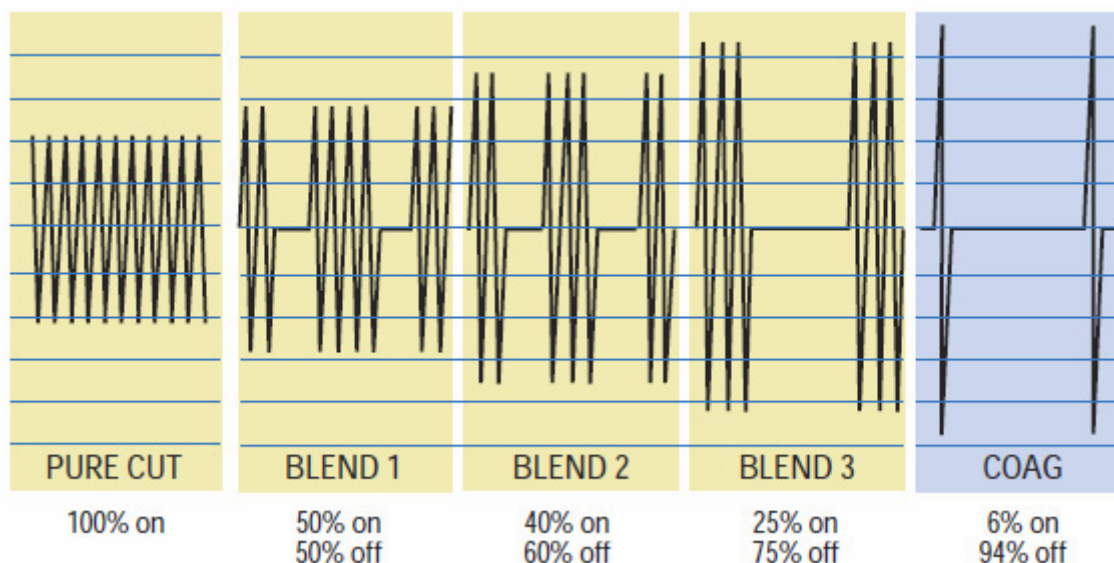


Рис. 17. Формы волны и режимы генератора [109]

При описании модулированной формы волны учитывается такой параметр, как рабочий цикл, который представляет собой процентное соотношение времени, в течение которого ток включен (волна делает синусоидальные всплески) и времени, когда ток отключен (прерван). Рабочий цикл 6% означает, что 6% времени ток включен, а 94% – отключен. Непрерывная форма волны имеет рабочий цикл 100%. Высота пикового напряжения является определяющей в том, будет ли результатом 100% рабочего цикла “чистое” электрохирургическое резание или только “мягкая” коагуляция. Для измерения степени модуляции формы волны иногда также используются такие термины как частота повторения импульсов и пик-фактор.

2.8 Мощность и время воздействия

Следующие два параметра, которыми можно оперировать для изменения тканевого эффекта, – это мощность и время воздействия тока. Они тесно связаны, так как мощность, измеряемая в Ваттах, – это работа электрического тока за единицу времени ($P = A/t$), а время, умноженное на мощность электрического тока равно общему количеству производимой теплоты в Джоулях ($W = Pt$). Время является единственным электрохирургическим параметром, который полностью контролируется самим оператором.

Окончательная температура (Т) ткани, на которую осуществляется электрохирургическое воздействие, будет определяться уравнением:

$$\Delta T = J^2 P t / CD,$$

где t – время действия электрического тока,

CD – плотность ткани и её удельная теплоёмкость.

В одинаковом объёме ткани одна и та же температура может быть достигнута при выборе высокой мощности и короткого времени воздействия, либо же низкой мощности и более продолжительного воздействия на ткань. В любом случае, общее количество доставленной энергии будет одинаковым, однако электрохирургический эффект при этом будет совершенно разным. Можно представить себе различие в клиническом эффекте воздействия на ткань электрода при использовании мощности 50 Вт в течение 2 секунд или 20 Вт в течение 5 секунд. Общее количество энергии одинаково (100 Джоулей), но тканевой эффект нет. Другое наблюдение состоит в том, что деструкция ткани будет меньше, если энергию доставлять не непрерывно, а короткими импульсами. Паузы дают возможность подлежащим тканям рассеивать тепло.

Предыдущее тепловое уравнение может быть связано с изменением тканевого эффекта в зависимости от формы волны следующим уравнением (закон Ома):

$$P = UI,$$

где P – мощность, Вт, U – напряжение, I – сила тока.

При одинаковых установках мощности и времени воздействия, как непрерывная (резание), так и модулированная (коагуляция) форма волны доставляют одинаковое общее количество энергии. Тканевой эффект, однако, при этом меняется от резания в сочетании с незначительным гемостазом к глубокому гемостазу с незначительным эффектом электрохирургического резания.

Так как окончательный тканевой эффект зависит от столь большого количества параметров, производители электрохирургических генераторов не могут предоставить простую “поваренную книгу” настроек установок мощности. Они лишь предлагают инструкции, в которых описываются наиболее предпочтительные варианты выбора формы волны и установок мощности для выполнения тех или иных конкретных манипуляций. Эти инструкции необходимы из-за отсутствия стандартизации описательных терминов и характеристик режимов вывода. Инструкции, однако, не могут заменить всестороннего понимания принципов электрохирургии и знакомства с работой конкретного используемого электрохирургического блока.

Полезным усовершенствованием в дизайне современных генераторов стала замена недостаточно точных нелинейных круговых шкал с рукоятками переключения мощности на цифровые дисплеи. При использовании технологии круговых шкал при одних и тех же установках шкалы практически невозможно воспроизвести выходную мощность одного генератора на другом электрохирургическом блоке, даже выпущенном тем же производителем. Даже при использовании наиболее современных и стабильных цифровых установок реальная выходная мощность соответствует цифрам, выставленным на дисплее, только в пределах сопротивлений, заданных производителем. При стандартных значениях мощности и сопротивления ткани многие последние модели электрохирургических генераторов выдают реальную выходную мощность с точностью в пределах 1-2 Вт от заданной на дисплее.

2.9 Кривые мощности и микропроцессорный контроль генератора

Одним из показателей, который характеризует работу электрохирургического генератора в том или ином режиме, является кривая подачи мощности (или [кривая мощности](#)). Существует несколько основных типов кривых мощности.

Рабочие характеристики эндоскопических [биполярных электродов](#) улучшаются в сочетании с генератором, имеющим биполярный выход с низкими значениями напряжения и *кривую мощности малого радиуса (narrow power curve)*, которая означает резкое падение [напряжения](#) по мере возрастания [импеданса](#). Типичным представителем электрохирургического генератора с биполярным выходом является Bicap (Circon Corporation). В идеальном варианте, [мощность](#) должна быть минимальной к тому моменту, когда импеданс достигает 500 Ом (“Ideal BICAP”). Этот тип кривой усиливает возможность рабочего электрода подавать максимальную мощность в условиях низкого импеданса, что наблюдается при активном кровотоке, а затем позволяет мощности снижаться по мере того как возрастает импеданс вследствие

коагуляции ткани. Это усиливает желаемое свойство самоограничения воздействия при данном виде применения электрокоагуляции.

Физический закон, который связывает все электрохирургические параметры, был сформулирован Омом в уравнении $P = I^2R$ (P – мощность, I – сила тока, R – сопротивление). Производное от этого уравнения, $P = UI$, уже упоминалось при обсуждении взаимосвязи формы волны и общей мощности. Закон Ома определяет ещё один принцип, являющийся решающим для клинического понимания электрохирургии: по мере возрастания импеданса ткани, мощность (как и [сила тока](#) или напряжение) снижается. Кривая мощности малого радиуса, являющаяся идеальной для биполярных электродов, является отличным примером этого фундаментального закона.

Кривая мощности малого радиуса хорошо подходит для поверхностной коагуляции при использовании как монополярного, так и биполярного электрода. Она не является идеальной для таких операций, как, например, петельная полипэктомия, при которой требуется сохранять адекватную мощность для поддержания хотя бы минимального электрохирургического резания наряду с глубокой коагуляцией. Чтобы сохранить мощность на прежнем уровне в условиях возрастающего импеданса, необходимо увеличить либо напряжение, либо силу тока.

Исследования, проведённые с целью решения этой проблемы, привели к тому, что с начала 1980-х годов для измерения и коррекции выходных параметров генератора в условиях изменяющегося импеданса стали использовать микропроцессоры. Результатом явилось не только улучшение рабочих характеристик, но и значительное повышение безопасности новых моделей электрохирургических генераторов.

Первая доступная функция контроля показателей была разработана для решения проблемы потери мощности при возрастании импеданса. Практически каждый из существующих на сегодняшний день крупных брендов электрохирургических генераторов имеет хотя бы один режим вывода с *кривой мощности большого радиуса* (режим постоянной мощности – *constant power*). Микропроцессор при этом фиксирует изменения импеданса и корректирует значения либо напряжения, либо силы тока для поддержания заданной мощности.

Кривая мощности предоставляется производителем генератора и является графиком, который показывает, как в выбранном режиме изменяется мощность в соответствии с изменением импеданса. Несмотря на то, что эти графики не могут в полной мере охарактеризовать работу генератора, тем не менее, они могут быть полезны. Они передают пользователю конструктивную концепцию микропроцессора (рис. 18).

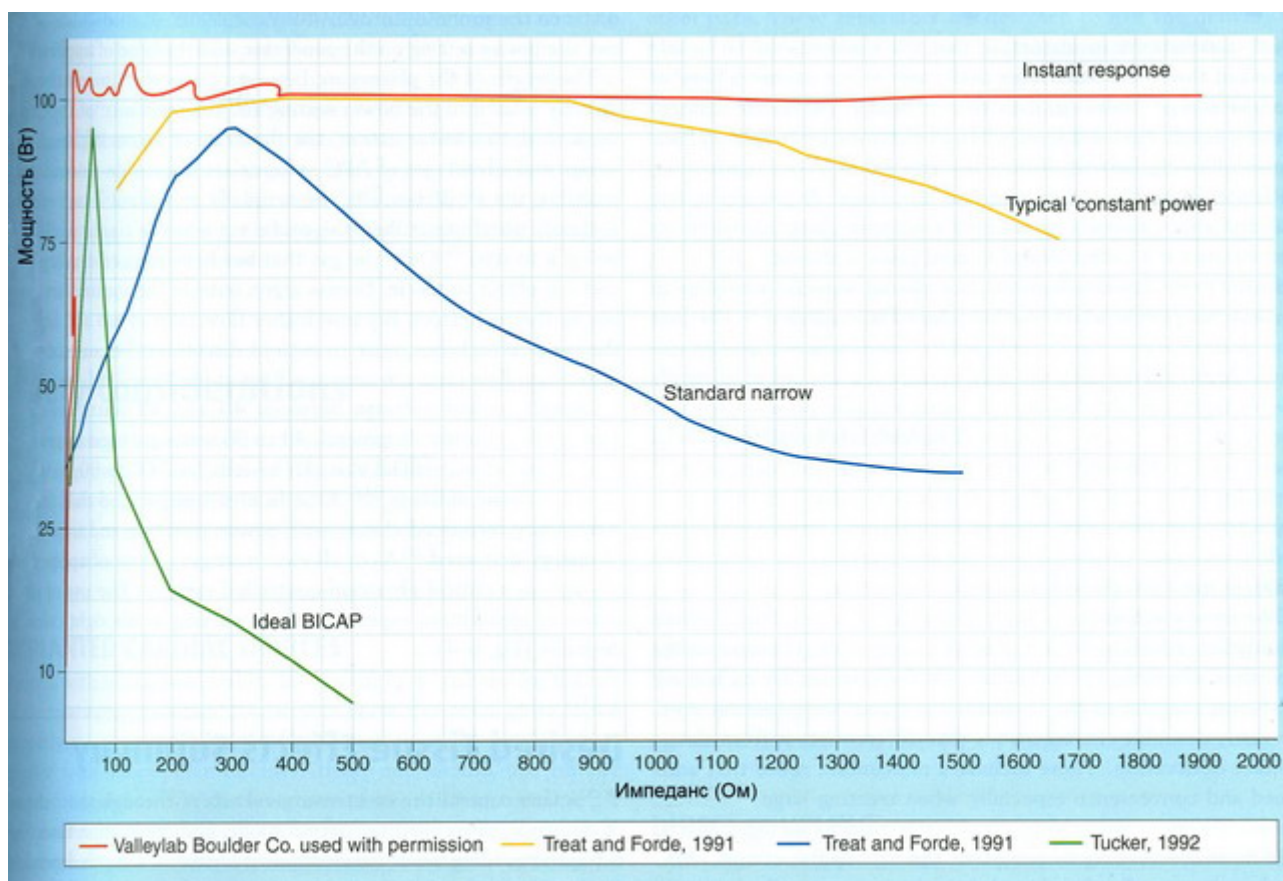


Рис. 18. Типичные кривые мощности [91]

Инициация рассечения является для генератора определённым барьером, особенно если электрод, такой как петля или струна папиллотомы, оказывает давление на ткань до начала подачи электрического тока. В этом случае имеется большая площадь поверхности с низкой плотностью тока и низким импедансом. Генератор должен обеспечить достаточно высокую мощность для создания силы тока, необходимой для образования электрической дуги и начала резания. Часто необходимая начальная мощность должна быть выше той, что требуется для продолжения рассечения. Генератор, оснащённый микропроцессором, способен распознать эти низкоомные нагрузки и быстро создать высокую мощность, обеспечивая тем самым начало резания без чрезмерной остановки и ненужной коагуляции. Затем, для продолжения рассечения, микропроцессор автоматически переключается на желаемые более низкие уровни мощности.

Более высокий уровень сложности микропроцессорного контроля представлен генераторами, которые оценивают изменения импеданса миллионы раз за секунду. Это помогает поддерживать на постоянном уровне не столько мощность, сколько собственно необходимый эффект воздействия на ткань. В зависимости от производителя и модели генератора по мере изменения импеданса, может повышаться или понижаться уровень силы тока, напряжения или того и другого одновременно.

Существенный шаг вперёд в области контроля уровня мощности сделала компания Valleylab (корпорация Tyco Healthcare, USA), оснастив последние поколения своих электрохирургических генераторов (Valleylab Force-FX, Force-EZ) системой Instant Response ("Мгновенный (быстрый) отклик"). Микроконтроллерный генератор на базе микропроцессора "Intel Pentium" контролирует импеданс тканей каждые 5 миллисекунд и в зависимости от результата регулирует силу тока и напряжение, поддерживая мощность на постоянном уровне.

Для оценки работы электрохирургического генератора существует критерий, называемый Оценкой Эффективной Мощности (ОЭМ). ОЭМ – это способность электрохирургического генератора обеспечивать выбранную хирургом мощность. Реальная выходная мощность генератора сравнивается с

теоретически идеальной подачей мощности дискретно в диапазоне импедансов от 0 Ом до 4000 Ом. Другими словами, если 40 Вт выбрано, то 40 Вт должно реально подаваться при каждом из значений импеданса. Если при высоком импедансе электрокоагулятор выдаёт значительно меньшую мощность, то за счёт правой части графика сумма всех измерений мощности будет меньше, чем у генераторов, поддерживающих стабильную мощность при любых условиях (рис. 19, 20). Электрохирургические генераторы Valleylab имеют почти максимальную ОЭМ, близкую к 100 ед. (у генератора Force-FX ОЭМ = 98 ед.).

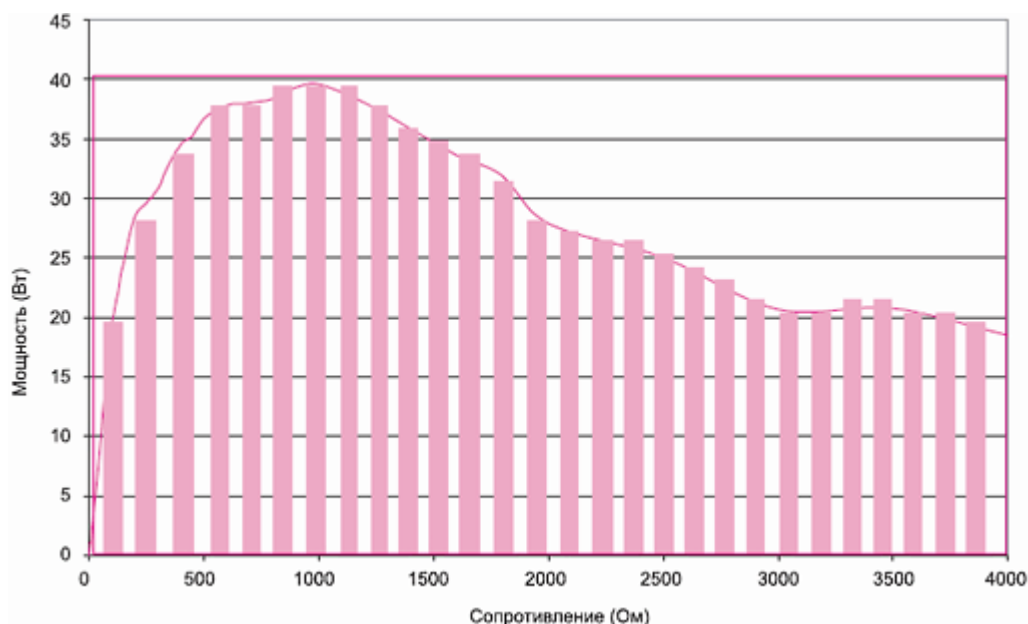


Рис. 19. Измерение ОЭМ при каждом значении импеданса тканей для традиционного электрохирургического генератора при мощности 40 Вт.

Типичная кривая подачи мощности – “constant” power

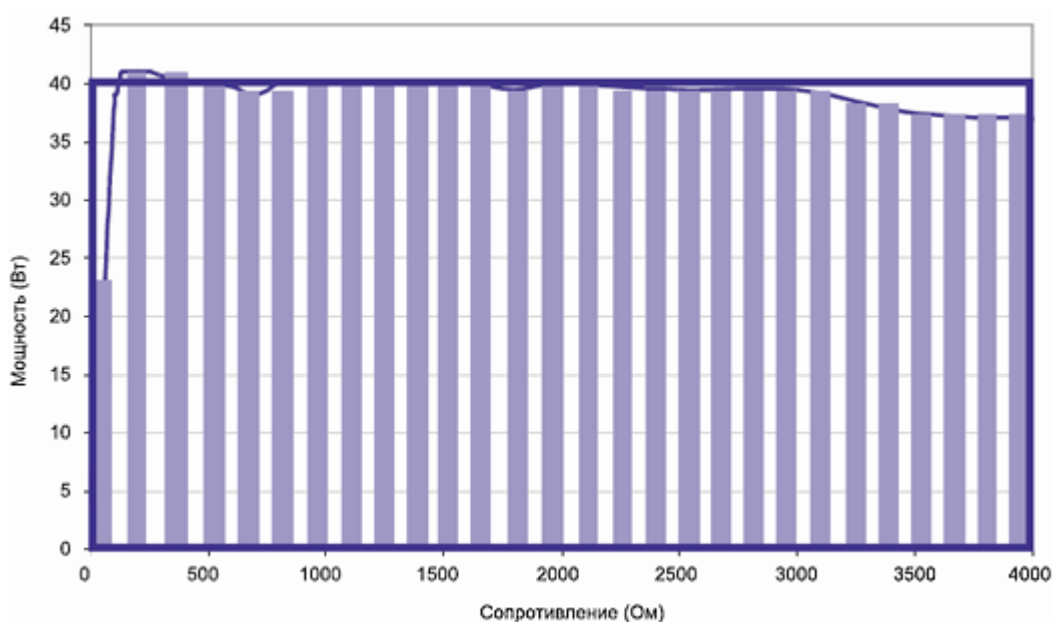


Рис. 20. Измерение ОЭМ при каждом значении импеданса тканей для электрохирургического генератора Valleylab Force-FX при мощности 40 Вт.

Технология Instant Response

Другим примером многоуровневой системы автоматического регулирования является функция EndoCut (ERBE) (рис. 21).

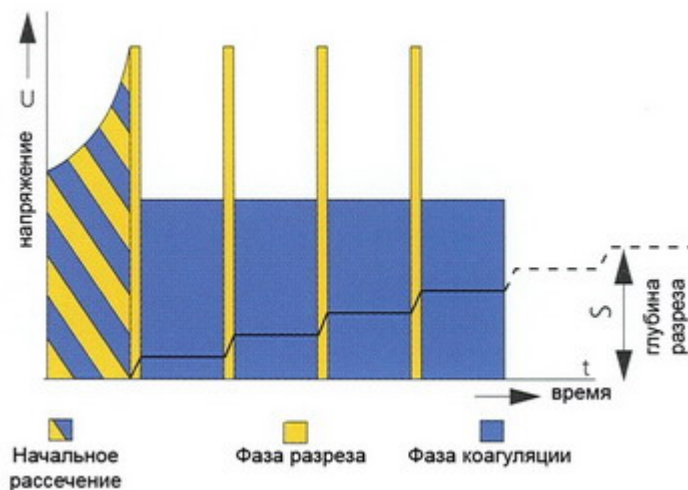


Рис. 21. Режим EndoCut, ERBE

Это микропроцессорная система контроля, которая поддерживает мощность на постоянном заданном уровне, обеспечивая начальный стартовый всплеск напряжения с последующим поддержанием его на одном уровне, одновременно позволяя силе тока колебаться для того, чтобы скорректировать результирующую мощность.

В режиме EndoCut происходит автоматическое чередование разреза и низковольтной коагуляции. Этот режим позволяет снизить риск интраоперационного кровотечения, в связи с чем он хорошо зарекомендовал себя в эндоскопии при таких вмешательствах, как полипэктомия, эндоскопическая резекция слизистой оболочки, диссекция в подслизистом слое, папиллосфинктеротомия.

Микропроцессорная технология обеспечила современные электрохирургические генераторы повышенной безопасностью на всех уровнях. Такие параметры безопасности, как утечка тока и контакт пассивного электрода постоянно контролируются комплексом датчиков с подачей сигнала тревоги в случае возникновения ошибки. Автоматическая проверка системы при включении обеспечила электрохирургические генераторы высокой надёжностью. Компьютеризация предлагает широкие потенциальные возможности для дальнейших конструктивных усовершенствований генераторов и разработок новых контролируемых режимов вывода – безопасных, надёжных и клинически значимых.

2.10 Электрохирургические эффекты воздействия на ткань

Врач контролирует электрохирургический эффект воздействия на ткань путём выбора соответствующего электрода, [мощности](#), режима вывода (формы волны) и времени воздействия. Глубина прогрева ткани, окружающей [активный электрод](#), зависит от [плотности электрического тока](#) и времени воздействия.

Принципиально существует два основных вида электрохирургического воздействия на ткань – резание (диссекция) и коагуляция. Коагуляция, в свою очередь, имеет две разновидности в зависимости от механизма её осуществления: фульгурация (бесконтактная, искровая коагуляция) и десикация (контактная коагуляция, тепловая коагуляция). Помимо этого, существует большое количество смешанных режимов (blend), сочетающих в различном соотношении резание с коагуляцией.

Электрохирургическое резание (диссекция; cut). Для осуществления эффекта резания с минимальным гемостазом используются наиболее тонкие проволочные электроды и низковольтная режущая форма волны.



Рис. 22. Режущая форма волны [109]

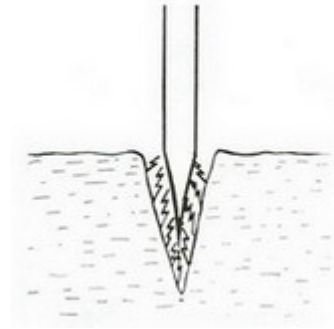


Рис. 23. Электрохирургическое резание [100]

Режущая форма волны (рис. 22) – это непрерывная (постоянная, с рабочим циклом 100%) синусоидальная волна с пиковым напряжением более 200 В ($> 200 V_p$). При действии электрического тока с подобной формой волны на ткань образуются искровые разряды, которые испаряют внутриклеточную жидкость, что приводит к разрушению клеточных мембран и разделению (резанию) ткани по ходу воздействия электрода (рис. 23). Для того чтобы образовались эти искровые разряды с последующей вапоризацией ткани, хирург должен удерживать активный электрод на минимальном расстоянии от ткани, не оказывая на неё механического давления.

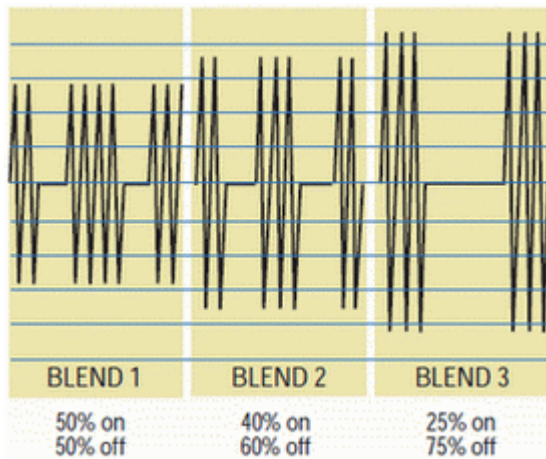


Рис. 24. Модулированные формы волны [109]

По мере возрастания напряжения режущей формы волны увеличивается глубина краевого гемостаза. Использование более широкой проволоки или более медленное передвижение электрода также усиливает гемостаз, как если бы была выбрана форма волны с некоторой степенью модуляции. Модулированные формы волны с рабочими циклами в интервале между 50% и 100% используются для резания в комбинации с гемостазом (коагуляцией). Эффект коагуляции возрастает по мере уменьшения рабочего цикла (рис. 24).

Фульгурация (бесконтактная, искровая коагуляция; fulguration). Бесконтактное воздействие тока высокого напряжения без усиления аргоном является фульгурацией.

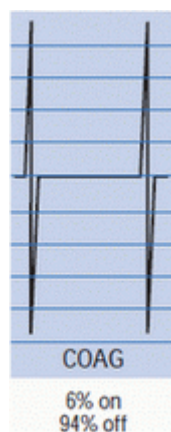


Рис. 25. Коагулирующая форма волны [109]

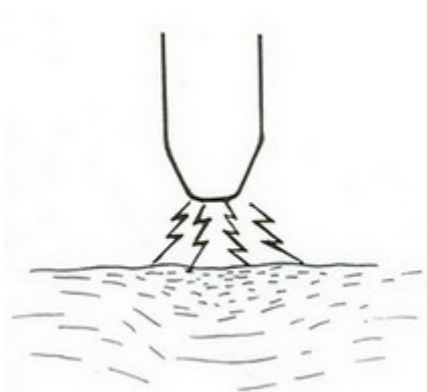


Рис. 26. Фульгурация [100]

Для осуществления фульгурации необходима коагулирующая (модулированная) форма волны с рабочим циклом около 6%, с высокими пиками напряжения (рис. 25). Высокие пики напряжения необходимы для образования электрической дуги в среде с высоким сопротивлением, каковой является воздух. При мощности 50 Вт пики напряжения составляют порядка 5 000 вольт, при этом возникает бесконтактный пробой диэлектрика (воздуха) искрой – нечто подобное происходит во время молнии (рис. 26). Образующиеся при фульгурации искры направляются к участкам ткани с наименьшим импедансом, происходит их коагуляция. В коагулированных тканях резко возрастает импеданс, в связи с чем при дальнейшем воздействии ток будет “обходить их стороной”, воздействуя на соседние, ещё не коагулированные участки ткани с меньшим импедансом. Таким образом, результатом фульгурации является поверхностная коагуляция на достаточно большой площади. Для правильного и безопасного осуществления фульгурации необходимо следить за тем, чтобы активный электрод не прикасался к ткани, находясь на небольшом от неё расстоянии.

Наиболее часто режим фульгурации применяется для остановки кровотечений, особенно при гемостазе через эндоскоп. Искры, образующиеся при пробое воздуха, избирательно направляются к кровоточащим участкам ткани, так как они обладают наименьшим сопротивлением. Однако если операционное поле сплошь залито кровью, искры растекаются по всей поверхности, не коагулируя сам сосуд. Поэтому для эффективного воздействия необходимо вначале высушить ткань, максимально аспирировать жидкое содержимое, кровь и сгустки, а лишь затем произвести фульгурацию.

Некоторые электрохирургические генераторы наряду с фульгурацией имеют отдельный режим *спрей-коагуляции (spray-coagulation)*. Это вариант бесконтактной коагуляции, более нежной и поверхностной, но принципиально не отличающейся от фульгурации. В этом режиме глубина проникновения меньше, а обрабатываемая поверхность больше, чем в режиме фульгурации. Применяется там, где необходимо более бережное (менее глубокое) воздействие на большой поверхности, например, в косметологии.

В целом бесконтактная коагуляция характеризуется высоким напряжением, большой площадью и малой глубиной воздействия.

Десикация (контактная, тепловая коагуляция; desiccation).

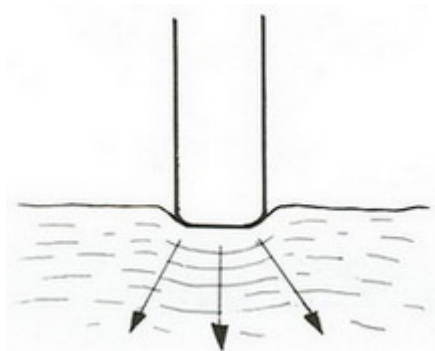


Рис. 27. Десикация [100]

Десикация является результатом прямого контактного воздействия активного электрода на ткань (рис. 27). Осуществляется посредством как монополярной, так и биполярной электрической цепи. Наиболее эффективна при использовании электродов с большой площадью поверхности – шаровидных электродов, биопсийных щипцов, биполярных зондов. Установка минимальных значений мощности и напряжения позволяет избежать нежелательных эффектов приваривания и искрения. Время воздействия в значительной степени влияет на глубину повреждения ткани.

Электрохирургическая десикация может быть осуществлена с использованием как режущей, так и коагулирующей формы волны (рис. 28).

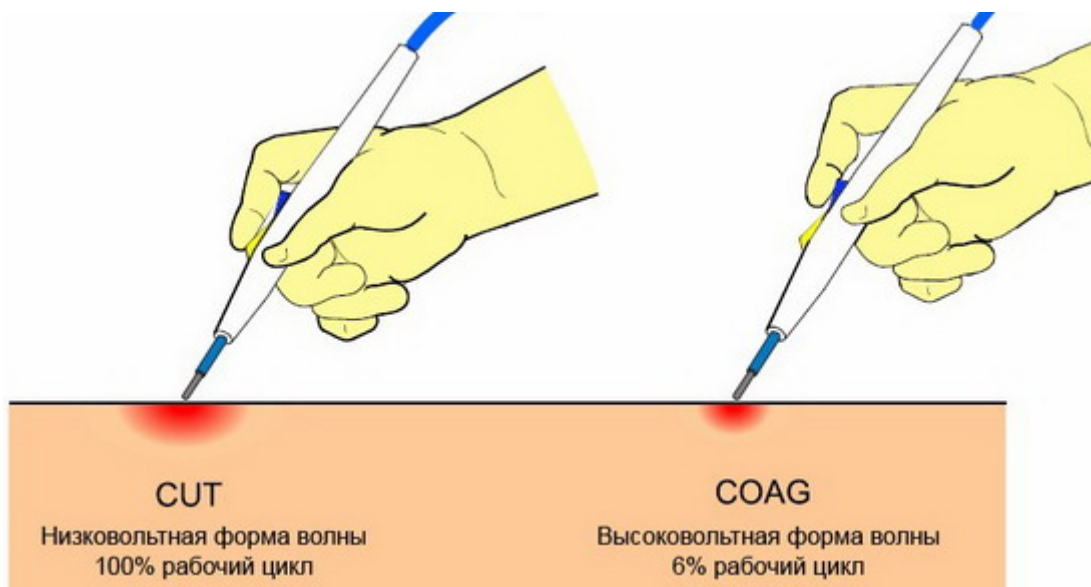


Рис. 28. Формы волны, используемые для десикации [110]

Многие современные электрохирургические генераторы имеют два предустановленных режима контактной коагуляции, различающихся формой используемой волны: “мягкая” и форсированная коагуляция.

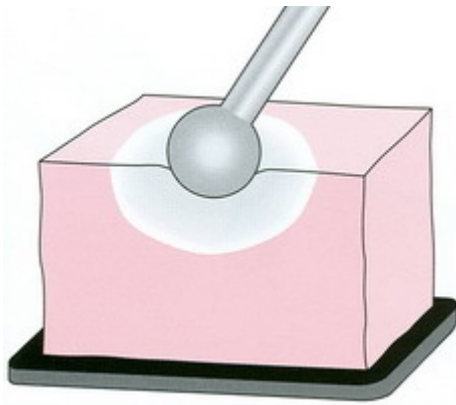


Рис. 29. "Мягкая" коагуляция [83]

"Мягкая" коагуляция (soft coagulation). Используется низковольтная непрерывная синусоидальная (режущая) форма волны с пиками напряжения менее 200 В. При таком низком напряжении рассечение тканей невозможно, эффектом воздействия является "чистая" коагуляция. Это хорошо управляемая коагуляция с минимальным некрозом и без карбонизации (обугливания) тканей, щадящий способ коагуляции по отношению как к ткани, так и к инструментарию с уменьшенным взаимным прилипанием ткани и электрода (рис. 29).

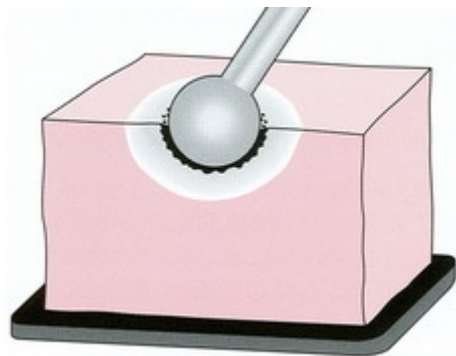


Рис. 30. Форсированная коагуляция [83]

Форсированная коагуляция (forced coagulation). Используется модулированная (коагулирующая) форма волны с пиками напряжения более 200 В. При этом присутствует минимальный эффект резания вследствие искрообразования, обусловленного высоковольтными пиками напряжения. Это более быстрый способ коагуляции (рис. 30).

Десикация обеспечивает глубокую коагуляцию (гемостаз).

При осуществлении контактной коагуляции следует выбирать невысокую мощность для достижения меньшего некроза и карбонизации (обугливания) тканей, образующийся струп при этом должен иметь серый цвет. При необоснованном продолжении коагуляции ткань под электродом высушивается, струп может прилипнуть к электроду и отрываться с новым кровотечением. В случае выбора неоправданно высокой мощности и длительности коагуляции происходит глубокий некроз и карбонизация тканей, струп становится чёрным. Такая обугленная ткань имеет плохой контакт с окружающими структурами и в последствии может отторгаться с обнажением язвенной поверхности с развитием повторного кровотечения. Если воздействие осуществляется на стенку полого органа (при гемостазе через эндоскоп), это может привести к её перфорации.

Говоря об электрохирургических эффектах воздействия на ткань, стоит упомянуть о таких понятиях, как [абляция](#) (ablation) и [коаптация](#) (coaptation).

Абляция (девитализация) – применяется для разрушения и удаления поверхностных слоёв ткани. Этот эффект наиболее часто достигается при использовании лазера (например, неодим: иттрий алюминиевый гранат [Nd:YAG] лазер). Альтернативой является [аргоноплазменная коагуляция](#) (аргон-усиленная коагуляция, коагуляция в атмосфере аргона) при режиме вывода высокой мощности или контактный электрод (такой как фистулотом) при смешанном или коагулирующем режиме (рабочий цикл не менее 6%).

Быстро завоёвывает позиции в лечении новообразований печени, почек, лёгких, костей и ряда других органов радиочастотная абляция (РЧА), применяющаяся у больных, радикально неизлечимых хирургическим путём. Концепция РЧА, реализованная в системе Cool-Tip™ (Valleylab), состоит в том, что игольчатый электрод помещается в опухоль и, распространяя вокруг себя радиочастотный переменный ток, разогревает её до коагуляции.

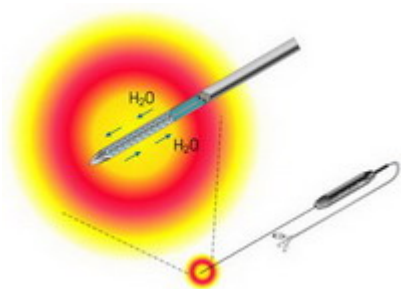


Рис. 31. Охлаждаемый электрод для РЧА [110]

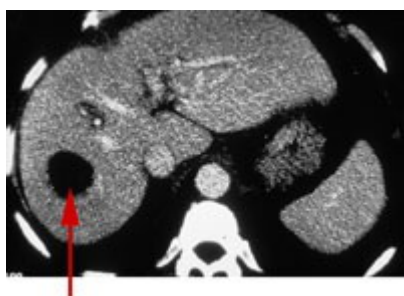
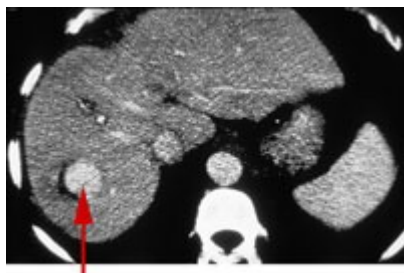


Рис. 32. КТ: гепатома 6 см до РЧА и через 6 мес. после лечения [75]

Рабочие электроды выполнены в форме тонких игл с разной длиной рабочей части. Форма игольчатых электродов позволяет получить гарантированно сферический коагулят, повторяющий собой округлую форму большинства опухолей. Уникальной особенностью системы является внутреннее охлаждение электрода, что позволяет генератору быстро работать с большими объёмами опухолевой ткани (рис. 31, 32). Благодаря охлаждению электрода его кончик не раскаляется, и не происходит обугливания тканей около иглы, нагар не мешает нормальному проведению радиоволн. Охлаждение электрода позволяет приложить к опухоли большую мощность, что даёт возможность быстро коагулировать опухоли до 5-7 см в диаметре. В конце 12-минутного сеанса лечения электрод извлекается при работающем генераторе и коагулирует пункционный канал, что позволяет решить проблему местного переноса опухолевых клеток. Позиционирование стальных электродов в очаге осуществляется под ультразвуковым или КТ контролем, для МРТ визуализации используются электроды из немагнитного титана. В настоящее время технология нашла своё применение при открытых хирургических, лапароскопических и чрескожных вмешательствах.

Коаптация (coaptation, "заваривание ткани") – это концепция сочетания механического давления и термического воздействия (электрокоагуляции) для облитерации сосуда. Достигается применением биполярного инструмента и низковольтного биполярного режима вывода. Новая технология, применённая компанией Valleylab и реализованная в системе электролигирования сосудов LigaSure, позволяет осуществлять гемостаз тканей, в толще которых расположены сосуды диаметром до 7 мм. Ток

подается циклами, в паузах между которыми происходит остывание ткани, а бранши инструмента при этом механически сдавливают ткани (рис. 33).

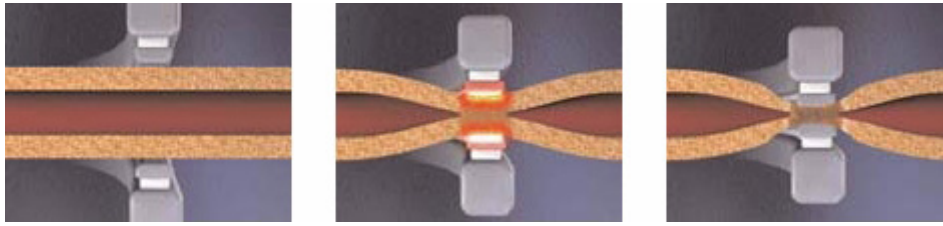


Рис. 33. Технология электролигирования (коаптации) сосудов LigaSure [110]

Циклы подачи электротока чередуются с паузами до сплавления белков сосудистой стенки в плотную коллагеновую пробку. Ткани, помещенные между бранш инструмента (до 5 см), оказываются “заварены”, затем остается их только пересечь.

В гибкой эндоскопии коаптация (коаптивная коагуляция), выполняемая с целью эндоскопического гемостаза, может быть достигнута с помощью применения шаровидного монополярного или биполярного электрода при сочетании механического давления и коагуляции на минимально возможной мощности. Точно такой же эффект может быть достигнут с помощью [термокаутеризации](#), то есть при любых вариантах контактного термического гемостаза.

Тема 3. Вопросы безопасности в электрохирургии

По мере развития новых технологий в производстве генераторов безопасность электрохирургии значительно возросла. В целом, уровень безопасности электрохирургии можно охарактеризовать как достаточно высокий. Тем не менее, осложнения существуют, и забывать об этом нельзя. Знание возможных опасностей электрохирургии является крайне необходимым для предупреждения ошибок или ситуаций, которые увеличивают риск развития осложнений.

3.1 Имплантируемые кардиостимуляторы и дефибрилляторы

Электрохирургия достаточно безопасна при условии надлежащего мониторингования, тем не менее, пациенты с имплантированными электронными устройствами могут подвергаться во время электрохирургических вмешательств определённому риску. Наиболее часто используемыми подобными электронными устройствами являются кардиостимуляторы (пейсмекеры, искусственные водители ритма) и имплантируемые кардиовертер-дефибрилляторы (ИКД).

Электромагнитная интерференция, возникающая при использовании [монополярной электрической цепи](#), может привести к выходу из строя или неправильной работе некоторых имплантированных кардиальных устройств. При этом может произойти демодуляция электронного прибора со снижением частоты сигнала ниже необходимого заданного уровня. Количество осложнений, связанных с применением [монополярной электрохирургии](#) у пациентов с имплантированными кардиостимуляторами, в последние годы существенно снизилось благодаря техническому совершенствованию электронных устройств и более широкому использованию [биполярной электрической цепи](#). Тем не менее, спорадические осложнения случаются, в связи с чем необходимо помнить о ряде предосторожностей, которые следует соблюдать при электрохирургических вмешательствах у таких пациентов.

Ниже приводятся рекомендации Американского общества гастроинтестинальной эндоскопии (American Society for Gastrointestinal Endoscopy (ASGE)), касающиеся применения электрохирургии при эндоскопии у пациентов с имплантированными кардиальными устройствами (2007 г.)

- У всех пациентов с имплантированными кардиальными устройствами

- перед эндоскопией определите тип кардиального устройства, показания к его применению, сердечный ритм пациента и степень его зависимости от кардиостимулятора; рекомендуется консультация кардиолога и/или изготовителя устройства;
 - во время вмешательства используйте постоянный мониторинг сердечного ритма и пульсоксиметрию;
 - имейте в операционной всё необходимое оборудование для реанимации, кардиоверсии и дефибрилляции; наличие внешнего дефибриллятора с возможностью осуществления чрескожной кардиостимуляции является обязательным;
 - по возможности вместо монополярной электрокоагуляции используйте [термокаутеризацию](#) (тепловую коагуляцию) или биполярную/мультиполярную коагуляцию;
 - используйте минимальную мощность и подавайте энергию самыми короткими импульсами;
 - располагайте нейтральный электрод на минимальном расстоянии от активного и как можно дальше от кардиостимулятора; следите за тем, чтобы кардиальное устройство не оказалось на пути тока от активного электрода к пластине пациента;
 - не используйте электрохирургию в непосредственной близости от имплантированного кардиального устройства (минимальное допустимое расстояние по данным некоторых исследований составляет 15 см).
- Большинство пациентов с кардиостимуляторами могут быть подвержены рутинным электрохирургическим вмешательствам (таким как эндоскопическая полипэктомия, гемостаз) без каких-либо изменений в плане лечения.
 - У пейсмекер-зависимых пациентов, которым предполагается выполнение пролонгированного электрохирургического вмешательства (например, лечение антральной васкулопатии или радиационного проктита) рекомендуется перепрограммирование кардиостимулятора в асинхронный режим.
 - Всем пациентам с ИКД, которым планируется электрохирургия, рекомендуется консультация кардиолога с возможной последующей деактивацией устройства квалифицированным специалистом на период вмешательства. В течение всего периода, когда ИКД деактивирован, требуется постоянный контроль сердечного ритма. Сразу же после окончания операции, под контролем кардиомониторирования, ИКД должен быть перепрограммирован.
 - Если пациент с ИКД одновременно является пейсмекер-зависимым, и устройство не может быть перепрограммировано в асинхронный режим, притом планируется длительное вмешательство, то настоятельно рекомендуется биполярное воздействие.

3.2 Заземлённый и изолированный выводы генератора

Заземлённая электрохирургическая система

Первые поколения электрохирургических генераторов имели заземлённый вывод. Высокочастотный генератор использует в качестве источника энергии переменный ток бытовой электросети (ток, который возвращается в землю), частоту которого он повышает до необходимого уровня. Термином заземлённая система описывается тип производимых ранее [ВЧ](#) генераторов, в которых возвратный электрод был соединён с металлическим заземлённым корпусом генератора (отсюда появилось название "заземляющая пластина пациента"). Электрохирургическая цепь, таким образом, замыкалась через землю (рис. 34).

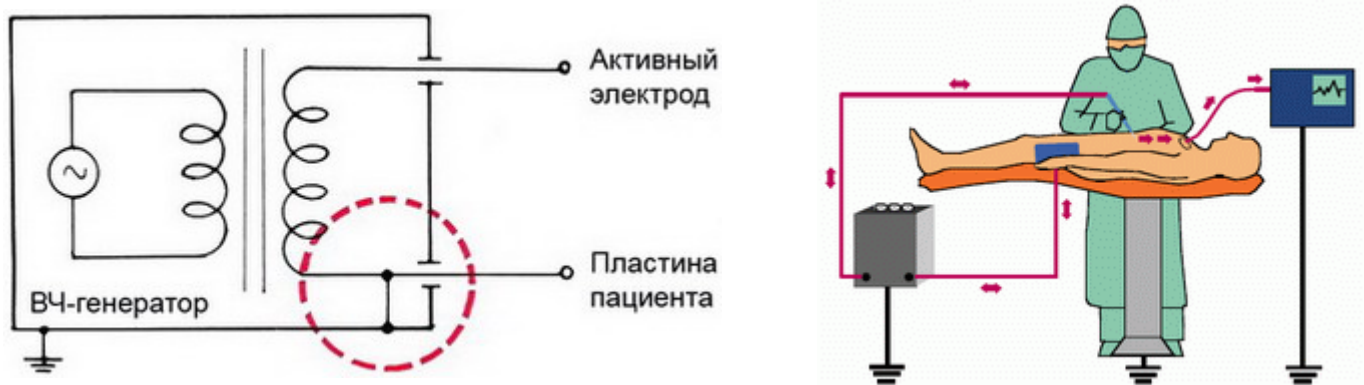


Рис. 34. Заземлённая электрохирургическая система [100][109]

Предполагалось, что электрический ток, пройдя через тело пациента, возвращался в землю через возвратный электрод (пластину пациента). Проблема, однако, состояла в том, что ток мог возвращаться в землю *не только* посредством пластины пациента. Электрический ток всегда стремится к земле и следует по пути наименьшего сопротивления. Заземлённые системы создавали возможность возникновения опасной ситуации, при которой электрический ток находил другой (альтернативный) доступный путь к земле, с меньшим сопротивлением, нежели через заземляющую пластину пациента. В таком случае мог наблюдаться феномен, при котором ВЧ ток расщепляется (разделяется) и следует к земле более чем одним путём. Такое anomальное ответвление тока могло произойти при соприкосновении пациента с любым электропроводящим заземлённым объектом (при контакте пациента с неизолированной поверхностью заземлённого операционного стола, с металлической дугой, при контакте с электродами и датчиками следящего медицинского оборудования и т.д.). Помимо пациента пострадать мог также и медицинский персонал, если он становился частью anomальной цепи, замкнутой на какой-либо заземлённый объект. На рис. 35 представлены anomальные токи утечки, возникающие в следующих ситуациях: пациент соприкасается с неизолированной боковой поверхностью заземлённого операционного стола, рука врача (без резиновой перчатки) соприкасается с металлическими частями эндоскопа, ассистент одновременно прикасается к пациенту и заземлённому металлическому объекту (крестами обозначены места возможного возникновения ожогов).

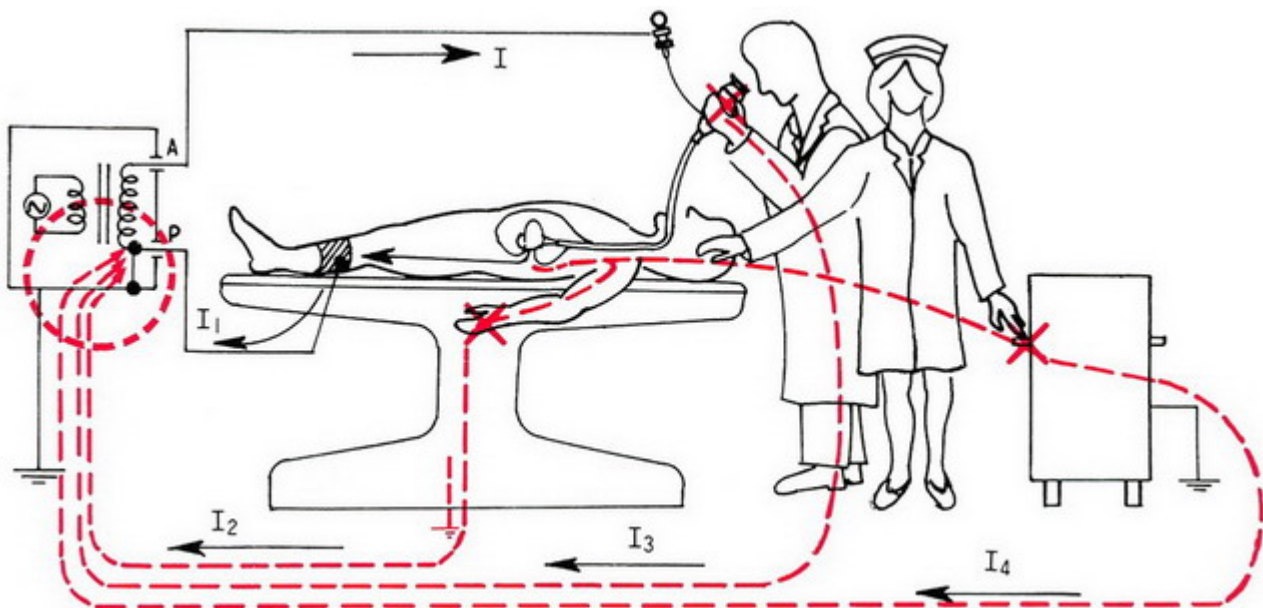


Рис. 35. Токи утечки по альтернативным путям [100]

Высокая концентрация тока, следующего по альтернативному пути, может привести к ожогу в области выхода тока из тела пациента (так называемый ожог в альтернативной точке) (рис. 36).

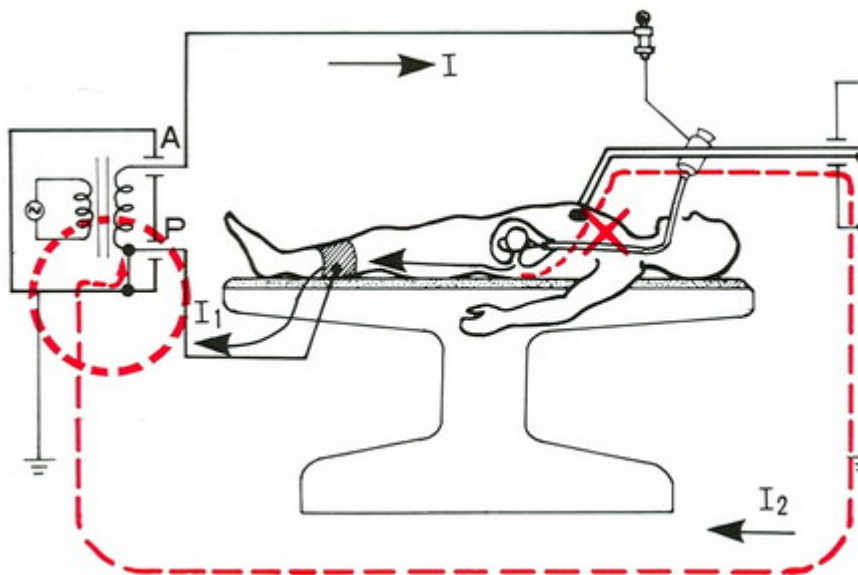


Рис. 36. Ток утечки через ЭКГ-электрод [100]



Рис. 37. Ожог в области ЭКГ-электрода [109]

На рис. 37 представлена фотография пациента, получившего ожог в области контакта ЭКГ-электрода заземлённого электрокардиографа. В данном случае ЭКГ-электрод обеспечил ВЧ току путь наименьшего сопротивления к земле, при этом малая площадь поверхности электрода создала высокую плотность тока в области его контакта с кожей, что и привело к ожогу.

Токи утечки существуют и в изолированных системах, но в этом случае они минимальны и не представляют серьёзной опасности, в то время как при использовании ВЧ генераторов с заземлённым выводом они являются реальной угрозой развития повреждений и ожогов пациента и персонала.

Изолированная электрохирургическая система

1968 год явился для электрохирургии революционным в связи с появлением первых твёрдотельных ВЧ генераторов с изолированным выводом, которые существенно повысили безопасность и эффективность электрохирургических вмешательств. Генератор с изолированным выводом изолирует ВЧ ток от потенциала земли, направляя его по отдельной (изолированной от земли) электрической цепи, замыкающейся внутри самого ВЧ генератора. Другими словами, электрохирургическая цепь замыкается не через землю, а через ВЧ генератор (рис. 38).

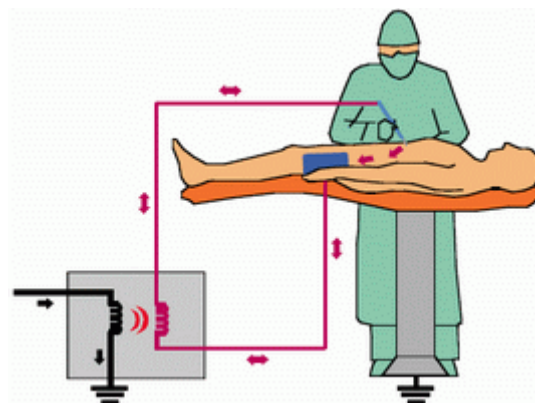
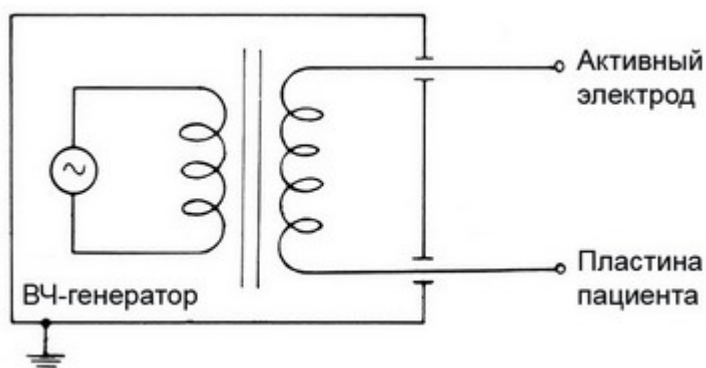


Рис. 38. Изолированная электрохирургическая система [100][109]

В изолированной системе, таким образом, электрический ток будет игнорировать любые заземлённые объекты, находящиеся в контакте с пациентом, и они не будут распознаны как альтернативные пути для замыкания электрической цепи. Изолированный вывод подразумевает наличие единственного пути распространения тока от активного электрода через тело пациента и обратно к

генератору через пластину пациента. Электрохирургические генераторы с изолированными выводами практически полностью устранили риск опасного расщепления ВЧ тока и развития [ожогов в альтернативных точках](#). Международные стандарты для изолированных выводов требуют, чтобы к электрохирургическому генератору альтернативным путём возвращалось не более 200 мкА ВЧ тока. Конструкция подобных генераторов обеспечивает прекращение подачи энергии в случае, если [ток утечки](#) превышает указанные параметры. Будет нелишним, тем не менее, заметить, что в случае появления чрезмерного тока утечки по альтернативному пути, первым признаком его возникновения будет снижение эффективности работы генератора. По этой причине, если оператор замечает неожиданное и необъяснимое снижение рабочих характеристик при выполнении стандартного электрохирургического вмешательства, мысль об увеличении мощности должна приходиться не в первую, а, напротив, в последнюю очередь. Будет более благоразумным вначале проверить состояние пластины пациента, всех кабелей, активного электрода, а также установок и сигналов тревоги генератора.

3.3 Безопасность электрода пациента

Электрод пациента называют также пластиной пациента, нейтральным, возвратным, пассивным, рассеивающим электродом, заземляющей пластиной, пластиной (подушкой) Бови. Название "заземляющая" пластина (grounding pad) сохранилось с того времени, когда электрод пациента действительно был заземляющим и, являясь частью заземлённой электрической цепи, возвращал ток "в землю". В настоящее время, с использованием [изолированных систем](#), применение термина "заземляющая пластина" не совсем корректно. Следует также заметить, что электрод пациента не является "пассивным". Единственное различие между "активным" электродом и электродом пациента заключается в площади их поверхности и удельной электрической проводимости. По данным литературы, на долю ожогов в области электрода пациента приходится до 70% всех травм и повреждений, развивающихся во время электрохирургических вмешательств.

С использованием первых моделей [ВЧ](#) генераторов с заземлённым выводом электрохирургия могла осуществляться вне зависимости от того, был ли к пациенту прикреплен возвратный электрод или нет. В последующих моделях подразумевался сигнал опасности в случае отсутствия пластины пациента, однако электрохирургия при этом всё же была возможна. Это приводило к ожогам пациента. Электрохирургический генератор с изолированным выводом прекращает работу и деактивирует систему при отсутствии пластины пациента, так как в этом случае электрическая цепь не будет замкнута. Однако даже при использовании генераторов с изолированным выводом существует вероятность ожога тканей в области контакта с пластиной пациента в том случае, если она установлена неправильно.

Главная функция электрода пациента состоит в замыкании монополярной электрической цепи и безопасном отведении электрического тока из тела пациента. Электрод пациента представляет собой электропроводящую пластину для электрического соединения ВЧ генератора с участком тела пациента.

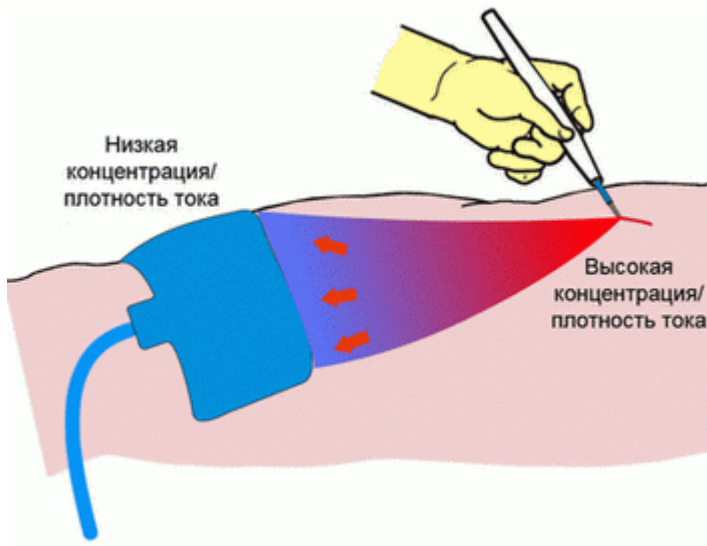


Рис. 39. Концентрация тока в области электродов хирурга и пациента [110]

Для предотвращения нагревания тканей в месте контакта необходимо получить наименьшую концентрацию/плотность тока в этой области (рис. 39). Достигнуть этого можно, увеличив площадь соприкосновения пластины с телом пациента и максимально снизив переходное сопротивление. Поэтому пластина, в отличие от электрода хирурга, имеет значительную площадь контакта с телом пациента (не менее 100 см²). При этом электрический поток рассеивается в области пластины, предотвращая перегревание тканей. В процессе работы допустимо повышение температуры пластины не более чем на 6°C.

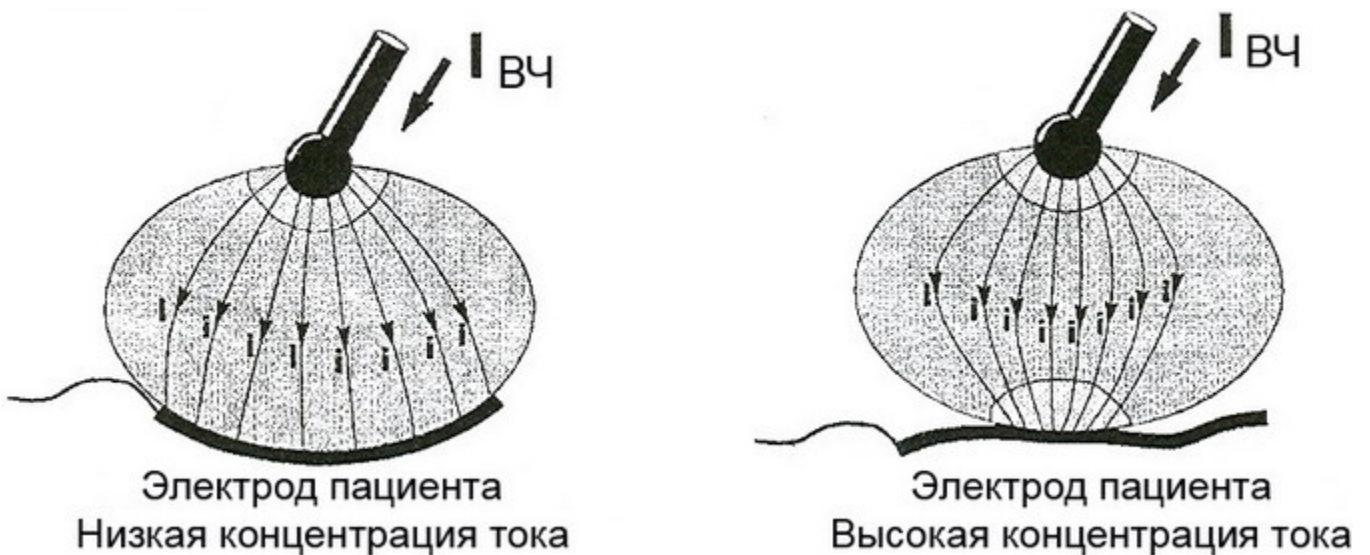


Рис. 40. Увеличение концентрации тока при уменьшении площади контакта электрода пациента с поверхностью кожи

Уменьшение площади контакта пластины с поверхностью кожи или повышение переходного сопротивления приводит к опасному увеличению концентрации тока в области сохранённого контакта и возможному ожогу тканей (рис. 40, 41).

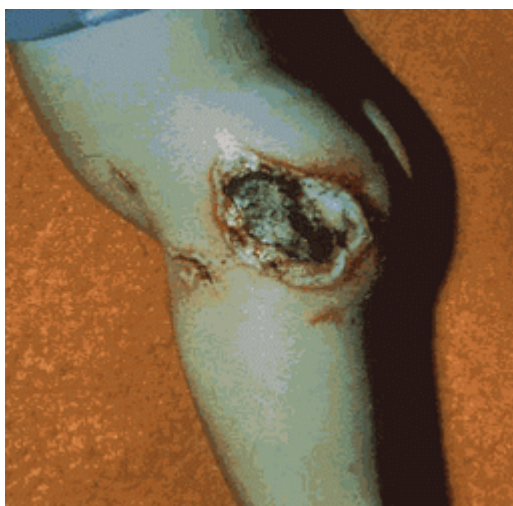


Рис. 41. Ожоги в области пластины пациента [110][67]

В целом причины развития ожога можно представить в виде условной формулы:

$$\text{ОЖОГ} = \frac{\text{ТОК} \times \text{ВРЕМЯ}}{\text{ПЛОЩАДЬ}}$$

Вероятность развития ожога повышается в условиях приложения электрического тока достаточной силы в течение длительного времени на малой площади. Эта формула действительна в отношении развития любых ожогов: как в альтернативных точках при утечках тока от основного (рабочего) пути, так и в области контакта электрода пациента.

Во избежание опасного увеличения концентрации/плотности тока, которое может привести к развитию ожога в области контакта электрода пациента, должны быть соблюдены следующие условия:

- большая площадь контакта пластины с поверхностью кожи (полный и плотный контакт пластины с кожей),
- низкое переходное сопротивление между электродом пациента и кожей, низкий [импеданс](#) тканей в области контакта пластины,
- правильное размещение пластины на теле пациента относительно области электрохирургического вмешательства.

Пластины пациента могут быть изготовлены из различного материала. Ранее широкое распространение имели электроды из металлической, чаще свинцовой, пластины. Для уменьшения переходного сопротивления такой электрод укладывается на тело пациента через прокладку, смоченную 10-20% водным раствором хлорида натрия. Использовать для этой цели физиологический раствор не рекомендуется, а применять водопроводную воду недопустимо.

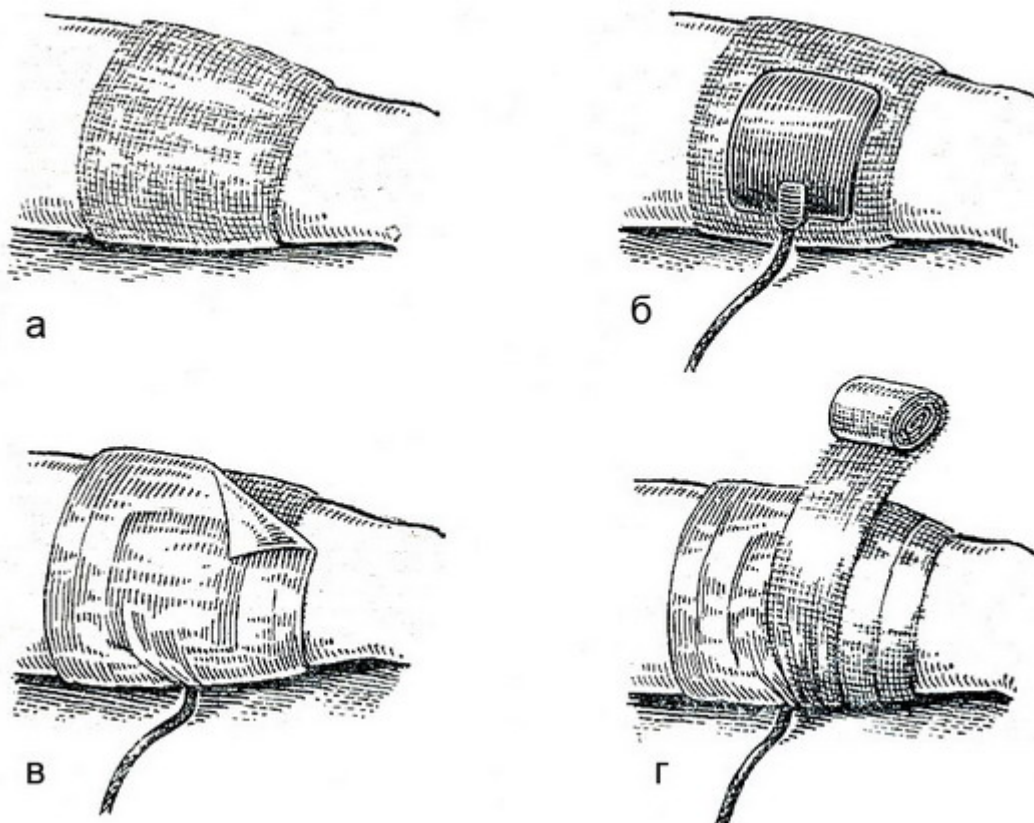


Рис. 42. Фиксация электрода пациента, требующего влажной прокладки [7]

Для правильной и безопасной фиксации металлической пластины и во избежание ожога требуется соблюсти ряд последовательных действий (рис. 42). Вначале на кожу укладывают смоченную в насыщенном растворе хлорида натрия прокладку из 4-6 слоёв марли (а). На прокладку помещают пластину электрода; при этом размер прокладки должен превосходить размер пластины (б). Поверх пластины укладывают воздухонепроницаемую плёнку, закрывающую прокладку и пластину, и предохраняющую прокладку от высыхания (в). Поверх плёнки накладывают фиксирующую повязку с помощью бинта (г).

В настоящее время электроды из металлических пластин практически вышли из употребления, что связано с неудобством и небезопасностью их применения. Вместо раствора хлорида натрия надлежащей концентрации часто используется физиологический раствор или водопроводная вода, что в десятки раз повышает переходное сопротивление между электродом и телом пациента; кроме того, под действием тепла тела и энергии ВЧ колебаний влажная прокладка за время операции постепенно высыхает, превращаясь в электрический изолятор. В конечном итоге выделяемая на переходном сопротивлении мощность может привести к ожогу.

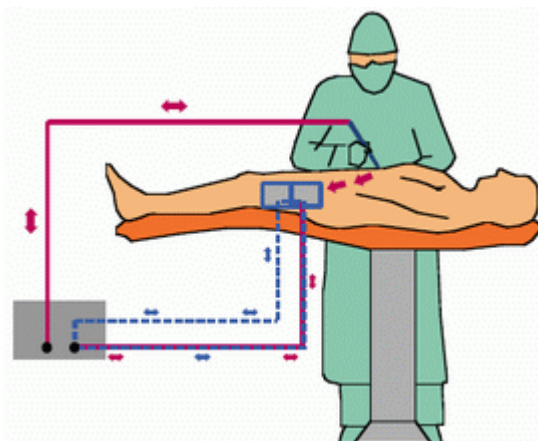


Рис. 43. Электроды пациента

На сегодняшний день в подавляющем большинстве используются электроды, не требующие влажной прокладки: электроды многоразового применения из различных электропроводящих материалов (кремнийорганический (силиконовый) каучук) или одноразовые электроды на клеящейся основе; одно- или двухсекционные (рис. 43).

При размещении электрода на теле пациента выбирают область с хорошо кровоснабжаемым мышечным массивом максимально близко к месту проведения электрохирургического вмешательства. Мышечная ткань обладает достаточно низким импедансом; хорошая циркуляция крови обеспечивает лучшую электропроводность и отвод тепла, неизбежно образующегося под пластиной пациента. Нельзя фиксировать электрод в области суставов и костных выступов, вблизи имплантированных электропроводящих предметов (протезов, металлоконструкций для остеосинтеза), в местах с патологически нарушенным кровоснабжением. Следует избегать наложения электрода пациента в местах с избыточной жировой прослойкой и в области рубцов, так как эти ткани обладают повышенным импедансом. Не следует также фиксировать электрод в области сильно потеющих участков тела, так как обильный пот, как и любая затекающая жидкость, может сократить площадь контакта. Для лучшего контакта с кожей, при наличии густого волосяного покрова, волосы в области предполагаемого размещения пластины пациента следует сбрить.

Расположение пластины пациента в поперечном направлении в области правого бедра является адекватным для большинства пациентов при выполнении большинства гастроэнтерологических манипуляций.



Опасность ожога больного была значительно уменьшена благодаря появлению автоматических систем контроля пластины пациента, которые отслеживают электрическую связь между ВЧ генератором

Рис. 44. Система контроля электрода пациента [109]

и электродом пациента (рис. 44). К таким системам относятся, в частности, NESSY (электрохирургические генераторы серии Erbotom ICC, ERBE, Germany) и REM (Valleylab, USA).

Система безопасности эксплуатации нейтрального электрода NESSY (Neutral Electrode Safety SYstem) контролирует поддержание электрической связи между электрохирургическим генератором и нейтральным электродом, а также корректность апплицирования нейтрального электрода на теле пациента. При использовании нейтральных электродов с одной поверхностью контактирования выполняется только автоматический контроль поддержания электрической связи между генератором и нейтральным электродом. Если эта связь нарушена, монополярные режимы работы не активируются. При использовании нейтральных электродов с двумя поверхностями контактирования выполняется автоматический контроль не только поддержания электрической связи между генератором и нейтральным электродом, но и контроль правильности апплицирования нейтрального электрода на теле пациента. При этом выполняется также непрерывное автоматическое измерение значения переходного сопротивления между обеими поверхностями контактирования нейтрального электрода и кожей пациента с одновременным сравнением этого значения с интенсивностью протекающего через нейтральный электрод ВЧ тока.

При использовании нейтральных электродов с двумя поверхностями контактирования система NESSY контролирует направление апплицируемой поверхности контактирования относительно направления протекающего тока. ВЧ ток, как правило, не распределяется равномерно по поверхности контактирования нейтрального электрода, а характеризуется усилением своей интенсивности у проксимальных углов или граней, к которым он течёт. Система NESSY выполняет сравнение обоих частичных токов I_1 и I_2 ВЧ тока $I_{ВЧ}$, протекающих через обе части поверхности нейтрального электрода. Если значения частичных токов I_1 и I_2 отклоняются друг от друга, то загорается красный NESSY-сигнал. Если это отклонение обоих частичных токов становится весьма значительным, то загорается красный NESSY-сигнал, звучит предупредительный NESSY-сигнал и электрохирургический генератор автоматически отключается (рис. 45).

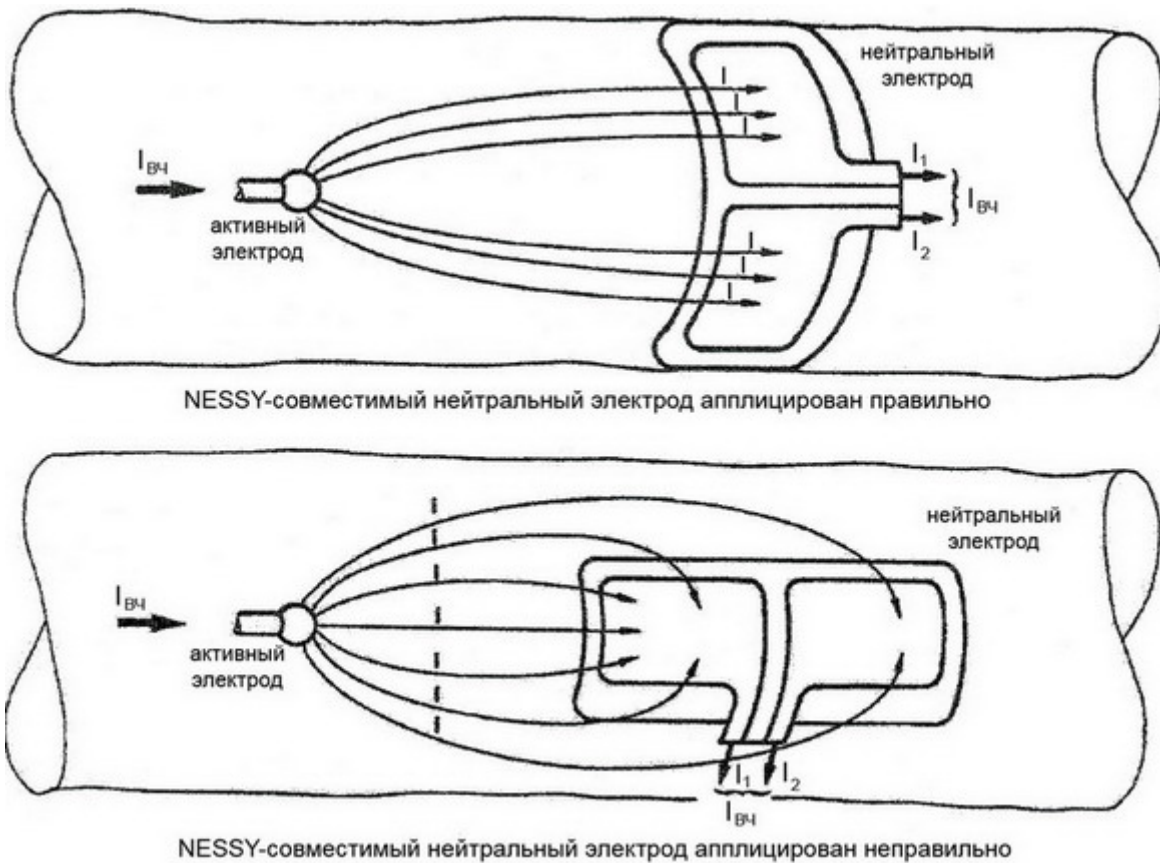


Рис. 45. Аппликация NESSY-совместимого нейтрального электрода [72]

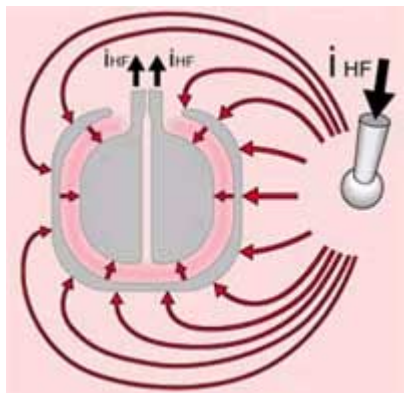


Рис. 46. NESSY-совместимый нейтральный электрод с эквипотенциальным кольцом

Создание нового нейтрального электрода ERBE NESSY с эквипотенциальным кольцом позволило ещё более повысить безопасность электрохирургического вмешательства. Эквипотенциальное кольцо позволяет распределить высокочастотный поток равномерно по эффективной поверхности контакта. Таким образом, ERBE NESSY с эквипотенциальным кольцом может применяться независимо от ориентации к операционному полю (рис. 46).



Рис. 47. Генератор Valleylab Force-FX и REM-электроды

В электрохирургических генераторах Valleylab (рис. 47) с 1981 года для контроля качества электрического контакта между нейтральным (возвратным) электродом и пациентом используется система мониторинга качества контакта REM (Return Electrode Monitoring). Система REM постоянно измеряет сопротивление ткани в области контакта с электродом пациента и сравнивает его со стандартным безопасным уровнем сопротивления ткани (от 5 до 135 Ом); таким образом, исключаются периодические ошибочные сигналы опасности, вызываемые небольшими изменениями сопротивления. Если измеряемое сопротивление выходит за пределы указанного диапазона или если переходное сопротивление увеличивается по отношению к первоначально измеренной величине более чем на 40%, звучит сигнал опасности REM, и генератор прекращает подачу ВЧ тока.

Таким образом, использование современных ВЧ генераторов, оборудованных системами качества электрического контакта между нейтральным электродом и пациентом, совместно с соответствующими двухсекционными электродами при правильном выборе места аппликации пластины обеспечивает высокую степень безопасности электрохирургического вмешательства и сводит к минимуму риск развития ожога в области контакта электрода пациента.

3.4 Непредвиденные контактные ожоги

Непредвиденные контактные ожоги являются, как правило, следствием случайного активирования электрода, находящегося в контакте с пациентом, у которого апплицирован нейтральный электрод; также им может подвергаться медицинский персонал при работе с неисправным оборудованием. Ожог может произойти также при нарушении изоляции на активном электроде в месте контакта оголённого от изоляции участка. Должно быть непреложным правилом тщательно контролировать положение активного электрода в течение всей операции, а также при проведении инструмента по каналу эндоскопа, не подавать энергию на электрод до тех пор, пока рабочая часть инструмента не будет полностью находиться в поле зрения. Одноразовые инструменты (электроды) не должны использоваться повторно. Рутинной практикой должен стать постоянный контроль состояния всех активных и соединительных электрических кабелей.

3.5 Прямой пробой

Другие непреднамеренные повреждения, возникающие вне зоны операции, могут быть объяснены образованием *прямого пробоя*, при котором электропроводящий элемент, такой как

металлическая часть дистального конца эндоскопа, входит в прямой контакт с активным электродом (полипэктомическая петля и др.). В этом случае дистальный конец эндоскопа может стать частью второй электрической цепи, по которой ток распространяется по направлению к электроду пациента, что может привести к непредсказуемым повреждениям. Этого можно избежать, если постоянно удерживать активный электрод в поле зрения и следить за тем, чтобы после выведения инструмента из рабочего канала эндоскопа была видна его изолированная оболочка. Никогда не следует работать эндоскопом, у которого отсутствует или повреждён дистальный изолирующий колпачок или имеются любые другие дефекты в электрической изоляции.

3.6 Ёмкостный пробой и интерференция

Теплота, образующаяся при прохождении высокочастотного тока через резистивные ткани, не зависит от [частоты электрического тока](#); тем не менее, большинство электрохирургических генераторов работают в диапазоне от 200 кГц до 3,3 МГц. Нижняя граница этого интервала обусловлена существованием нейромышечного эффекта воздействия тока, верхняя же граница является более свободной и определяется тем, что при очень высоких частотах становится трудным контролировать направление течения тока из-за появления ёмкостных пробоев и радиальной потери энергии.

Ёмкостный конденсатор появляется в тех случаях, когда два проводника оказываются разделёнными изолирующим материалом. Ёмкостный конденсатор образуется при наличии инструмента, такого как электрохирургическая петля, проведённого через рабочий канал эндоскопа. Проволочный электрод и внутренние металлические части эндоскопа являются проводниками. Оболочка петли и покрытие эндоскопа являются изоляторами (рис. 48).

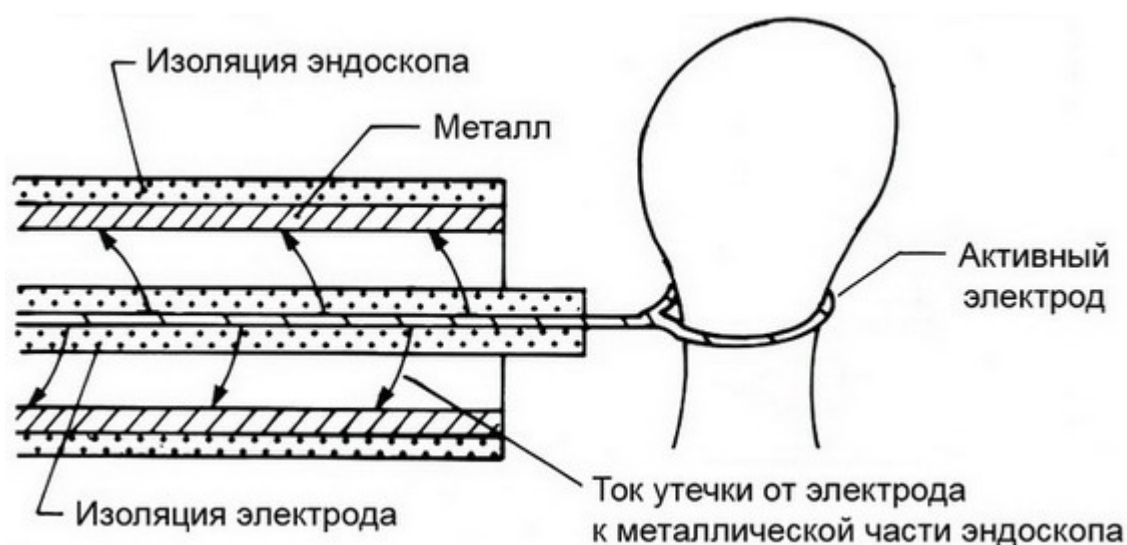


Рис. 48. Ёмкостный конденсатор в эндоскопе [100]

Ёмкостный пробой – это непредсказуемое явление, при котором высокочастотный ток, проходящий по одному из проводников, индуцирует ток в другом проводнике. Место контакта этого проводника с тканью может быть потенциальной областью образования повреждения, так как индуцируемый ток ищет путь к генератору для замыкания цепи. В дополнение к чрезмерно высокой частоте, очень высокое напряжение также повышает риск развития подобного явления. Непременное соблюдение таких правил как использование минимальных уровней напряжения и мощности, необходимых для выполнения электрохирургического воздействия; ношение хирургических перчаток; постоянный контроль состояния эндоскопов, электрических кабелей и инструментов позволяет свести риск развития внезапных электрических разрядов к минимуму.

Для гастроэнтерологов является достаточно обычным наблюдать появление “блуждающих” (“паразитных”) токов, потому что они могут проявлять себя в виде “снега” на видеомониторах или в виде помех на следящем оборудовании. Это особенно очевидно при использовании [аргоноплазменной](#)

[коагуляции](#), вследствие более высоких уровней напряжения и частоты, необходимых для [ионизации](#) газа, и бесконтактного метода аппликации. Эти "паразитные" токи являются безвредными до тех пор, пока они не начинают опасным образом ухудшать качество эндоскопической картины на мониторе, или до того момента, пока следящее за состоянием пациента оборудование не прервёт по их вине свою работу более чем на минуту.

Для уменьшения помех врач-эндоскопист может воспользоваться *кабелем обратной связи с эндоскопом* (S-кабель, Olympus), который соединяет эндоскоп с электрохирургическим генератором или АПК-системой. Этот кабель обеспечивает токам утечки прямой низкорезистентный путь к генератору (рис. 49).

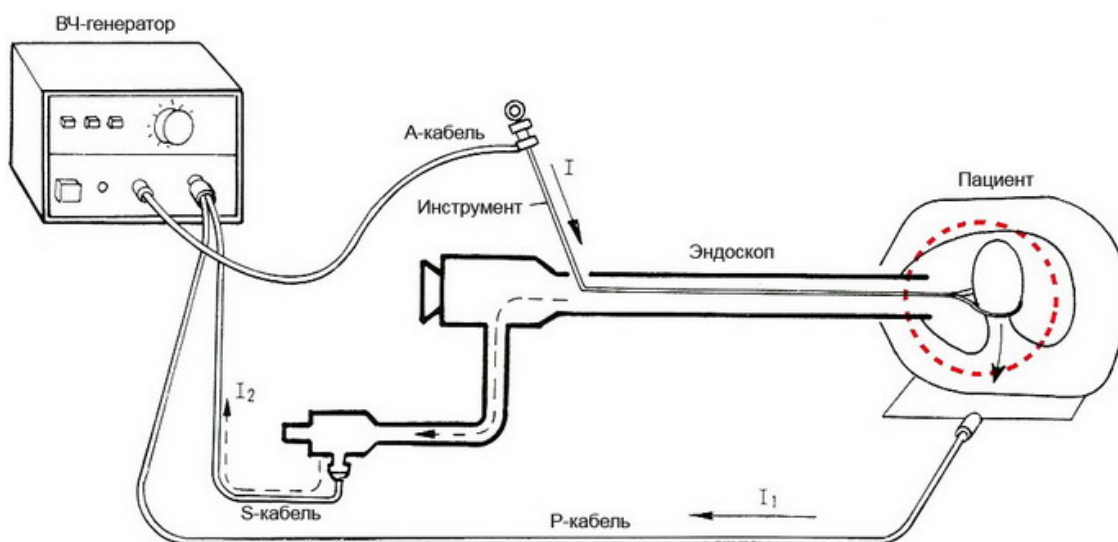


Рис. 49. S-кабель – кабель обратной связи с эндоскопом [100]

Хотя предполагается, что оператор всегда проверяет установку электрода пациента перед началом вмешательства, это становится ещё более актуальным в случае использования S-кабеля. Если предположить неприятную ситуацию, когда S-кабель используется при отсутствии пластины пациента, то в этом случае сам эндоскоп возьмет на себя функцию возвратного электрода. Однако абсолютное преобладание в клинической практике электрохирургических генераторов с изолированным выводом, а также относительно низкие установки мощности, типичные для гастроэнтерологических вмешательств, делают риск развития повреждений от такой ситуации минимальным.

3.7 Реакция пациента на электрохирургическое воздействие

Иногда во время электрохирургического воздействия пациент может вздрагивать или жаловаться на какие-либо ощущения (покалывание в мышцах и др.). В нормальных условиях нейромышечная стимуляция наблюдается при использовании частот ниже 100 кГц, в то время как электрохирургические генераторы работают на частотах, превышающих 200 кГц. Однако в области электрохирургического воздействия всегда имеют место процессы нелинейной [демодуляции](#), результатом которых является очень малое количество низкочастотных токов в диапазоне от 1000 до 2000 Гц. Хотя эти слабые токи достаточно безобидны, за исключением тех случаев, когда они направлены непосредственно на область сердечной мышцы, все электрохирургические генераторы имеют встроенные разделительные конденсаторы для минимизации этих нежелательных низкочастотных токов. Тем не менее, они присутствуют во время всех электрохирургических вмешательств и в большей степени продуцируются коагулирующей формой волны, наиболее часто используемой в гастроэнтерологии; причём количество их возрастает при повышении мощности генератора. В дополнение к форме волны, на характер демодулированного тока будут влиять тип ткани, содержание воды и другие неконтролируемые факторы, в связи с чем пациенты очень различаются по своей восприимчивости к этим токам. Так как вздрагивание пациента не представляет опасности, отдельные редкие наблюдения этого феномена не являются

угрожающими. В целом, наилучшей гарантией безопасности является регулярная проверка всех активных кабелей, проводов и адаптеров, а также плановый технический контроль электрохирургического оборудования.

3.8 Взрывоопасные газы

В толстой кишке имеется опасность возгорания и взрыва существующих в естественных условиях газов, таких как водород и метан, в присутствии кислорода. В связи с этим необходима тщательная подготовка толстой кишки растворами, не содержащими маннитол или сорбитол, даже в тех ситуациях, когда электрохирургическое воздействие, включая [аргоноплазменную коагуляцию](#), планируется только в сигмовидной или прямой кишке.

3.9 Осложнения электрохирургии

Можно выделить следующие основные виды осложнений электрохирургии:

1. Поражение электрическим током низкой частоты:
 - [электротравмы](#),
 - [электроудары](#).
2. Поражение электрическим током высокой частоты:
 - ожоги в области контакта электрода пациента;
 - [ожоги в альтернативных точках](#) (в области контакта с различными электропроводящими предметами, не имеющими отношения к электрохирургической цепи, при образовании чрезмерных токов утечки по альтернативным путям);
 - ожоги в области контакта активного электрода;
 - ожоги вследствие [прямого](#) и [ёмкостного пробоев](#) и при нарушении изоляции [активного электрода](#);
 - перебои в работе или выход из строя имплантированных электронных устройств пациента.
3. Возгорание и взрывы легковоспламеняющихся газов (кишечные газы, анестетики, дезинфицирующие жидкости).

Поражения током низкой частоты делят на электротравмы и электроудары. Электротравмы проявляются нарушением целостности тканей в виде ожогов, "знаков тока" и др. Электрический удар – это нарушение электрофизиологических процессов в тканях (мышечной, нервной, сердечной) в результате воздействия проходящего через них [НЧ](#) тока, которое проявляется судорожным сокращением мышц, а также опасным для жизни нарушением кровообращения и дыхания. Прохождение относительно слабого НЧ тока через тело пациента вызывает стимуляцию мышц, что также является электрическим ударом. Прохождение даже слабого тока НЧ через сердце может вызвать его фибрилляцию.

Основной причиной поражения током низкой частоты при электрохирургии является неисправность [электрохирургического генератора](#) или других приборов, подключённых к пациенту во время вмешательства. В целях обеспечения электробезопасности к медицинской аппаратуре предъявляются определённые требования к монтажу, току утечки, сопротивлению, электрической прочности изоляции и т.д.

Появление тока НЧ может произойти также при искрообразовании между активным электродом и телом пациента во время электрохирургии. Такое искрообразование оказывает выпрямляющее (демодулирующее) действие на [ВЧ](#) ток; для устранения такого НЧ воздействия электрохирургические генераторы снабжены разделительным конденсатором. Отмеченное явление образования НЧ тока за счёт выпрямляющего действия искры может появиться и в случае контакта тела пациента с электропроводящими предметами в двух точках (в одной из этих двух точек с искрообразованием), при этом появляется путь выпрямленному току через указанные предметы. Примерами таких контактов могут быть соприкосновение

рук пациента с кабелем нейтрального электрода (с нарушенной изоляцией) и с неизолированной частью операционного стола.

Таким образом, при условии использования исправного, удовлетворяющего всем современным требованиям электрохирургического генератора, исправных соединительных кабелей с ненарушенной изоляцией, а также исключения контакта тела пациента с любыми электропроводящими предметами, возможность поражения током НЧ сводится к минимуму.

Ожоги пациента вследствие поражения током высокой частоты могут происходить по разным причинам, о которых уже было рассказано в предыдущих разделах. При эндоскопических электрохирургических вмешательствах ожогам могут подвергаться как кожные покровы пациента (в области нейтрального электрода и в альтернативных точках), так и стенка полого органа в зоне проведения операции. При этом различные повреждения, вплоть до перфорации полого органа, могут происходить в области контакта активного электрода, при несоблюдении техники оперативного вмешательства, при выборе необоснованно высоких уровней мощности, при использовании неисправного инструментария или при повторном использовании одноразовых электродов. Осложнения могут также развиваться при наличии неисправности эндоскопа или при использовании эндоскопа несоответствующего типа. Так, выполнение любого вида оперативного вмешательства (эндоскопического гемостаза, полипэктомии и др.) посредством диагностического эндоскопа с относительно узким инструментальным каналом не только неудобно, но и опасно. Дополнительно хотелось бы повторить и подчеркнуть, что риск развития электрохирургических осложнений возрастает при необоснованном увеличении мощности тока и времени воздействия.

3.10 Подготовка пациента и аппаратуры к электрохирургии

Перед электрохирургическим вмешательством пациента готовят по общим правилам в соответствии с характером предполагаемой операции. Перед началом вмешательства необходимо выяснить, нет ли у пациента имплантированных металлических предметов (протезов, металлоконструкций для остеосинтеза, осколков и др.) и электронных устройств (кардиостимуляторов, кардиовертер-дефибрилляторов). Наличие электропроводящих предметов в теле должно учитываться при выборе места расположения пластины пациента. Перед операцией пациент должен снять металлические предметы и украшения (особенно пирсинг), которые могут быть источником концентрации тока на коже. [Изолированный вывод генератора](#), препятствующий формированию аномальных альтернативных путей распространения тока и относительно небольшое время электрохирургического воздействия, применяемого в гастроэнтерологии, обеспечивают безопасность пациента при наличии на его теле металлических предметов (украшений). Тем не менее, нельзя допускать их присутствия на пути прямого распространения тока от активного электрода к пластине пациента. При необходимости следует сбрить волосы на коже в месте предполагаемого наложения нейтрального электрода.

При укладке пациента на операционном столе его изолируют от любых электропроводящих предметов, с которыми возможно соприкосновение тела. В первую очередь это относится к поверхности операционного стола. При необходимости подключения диагностических приборов (мониторы ЭКГ) следует пользоваться электродами, безопасными в условиях выполнения электрохирургии; полностью исключается применение игольчатых электродов из электропроводящих материалов. Все предметы, касающиеся тела пациента во время операции, должны иметь надёжную электрическую изоляцию. Операционный стол, как и [ВЧ](#) генератор, должны быть заземлены.

Электрохирургический блок не должен соприкасаться с другими электропроводящими предметами, его нельзя использовать в качестве подставки для других аппаратов и приборов, недопустимо размещение на аппарате любых ёмкостей с жидкостью. Кабели от активного и нейтрального электродов располагают как можно ближе друг к другу. При этом не допускается образование петель и скрутка кабелей. Если провод от ВЧ генератора свернут кольцами и закреплен на операционном белье металлическим зажимом, возможно усиление патологического эффекта за счет комбинации тока утечки с ёмкостными токами (как в трансформаторе). Зажим в этом случае представляет собой соленоид, при соприкосновении его с телом возможны искры и ожог. Кабели и провода должны быть оптимальной длины;

необходимо помнить, что, чем длиннее провод, тем больше ток утечки (однако, чем дальше генератор расположен от других приборов, тем меньше помехи и "наводки" на них). Кабели не должны перекрещиваться и соприкасаться с электропроводящими предметами и телом пациента. Кабели электрохирургического генератора помещают как можно дальше от проводов и других электродов (диагностических), подключённых к пациенту. Помехи на эти провода уменьшаются при расположении их перпендикулярно относительно кабелей электрохирургического блока (без перекрещивания).

При аппликации электрода пациента необходимо руководствоваться правилами, изложенными в предыдущем разделе (безопасность электрода пациента). Нейтральный электрод должен иметь полный и плотный контакт с кожей, должен быть фиксирован на участке тела с хорошо кровоснабжаемым мышечным массивом максимально близко к области проведения вмешательства. Следует избегать мест с избыточной жировой прослойкой; нельзя фиксировать электрод в области костных выступов, суставов, рубцов, участков с патологически нарушенным кровообращением, над имплантированными металлическими предметами. При выполнении большинства гастроэнтерологических электрохирургических операций электрод пациента фиксируется в области правого бедра в поперечном направлении. По возможности следует использовать ВЧ генератор, оборудованный автоматической системой контроля пластины пациента с соответствующими одноразовыми двухсекционными электродами. Одноразовые электроды пациента нельзя использовать повторно. Необходимо следить, чтобы после фиксации кабель пластины не располагался под пациентом и не соприкасался с его телом. При изменении положения тела пациента во время операции следует проверять контакт нейтрального электрода.

Перед началом операции следует провести контроль электрохирургического оборудования. Дополнительно следует заметить, что всё медицинское электрооборудование, включая ВЧ генератор, должно проходить плановые технические осмотры. Оперирующий хирург (эндоскопист), ассистент, медицинская сестра должны быть знакомы с аппаратурой и принципами её использования. Необходимо проверить целостность электродов и соединительных кабелей. Совершенно недопустимо использование кабелей, в которых имеются надломанные проволоки или повреждена изоляция. Перед электрохирургическим воздействием через эндоскоп необходимо проверить изоляцию активного электрода, недопустимо повторное использование одноразового инструментария. Педаль подачи энергии ВЧ генератора должна быть помещена в защитный пластиковый пакет для исключения попадания жидкости. Перед началом операции электрохирургический генератор проверяют на работоспособность. Абсолютно недопустимо тестировать аппарат, когда он уже подключён к пациенту. При обнаружении даже незначительных нарушений в работе ВЧ генератора и неисправности его принадлежностей пользование ими должно быть исключено. Поэтому в операционной всегда должно быть резервное оборудование – второй электрохирургический генератор, активные электроды, пластины пациента. Несоблюдение этого условия может привести к опасной ситуации, когда оборудование выходит из строя непосредственно во время операции; невозможность правильно и адекватно завершить уже начатое вмешательство чревато тяжелейшими осложнениями.

Перед началом электрохирургического внутрисветного вмешательства следует протестировать эндоскоп, проверить его герметичность. Использовать негерметичный эндоскоп, а также эндоскоп с нарушенной изоляцией и без защитного изолирующего резинового колпачка (на дистальном конце) категорически запрещено.

Необходимая мощность генератора устанавливается перед операцией, исходя из ранее приобретённого опыта. Пользуются минимальной мощностью воздействия, обеспечивающей при выбранном типе электрода необходимый результат. При отсутствии или снижении эффективности работы аппарата не следует повышать мощность, пока не исключены возможные неполадки и неисправности (плохой контакт пластины пациента, неисправность кабеля активного электрода, ненадёжный контакт в разъёмах). Во время вмешательства подача энергии включается только тогда, когда активный электрод соприкасается с тканью. Необходимо исключить включение генератора и подачу тока при введении и выведении электрода из эндоскопа. подача энергии может осуществляться только при условии, что дистальный конец инструмента с неизолированной частью электрода находится полностью в поле зрения. Визуальный контроль положения

электрода должен быть непреложным правилом в течение всей операции. Во время электрохирургического вмешательства через эндоскоп врач должен использовать защитные резиновые перчатки.

3.11 Правила безопасности электрохирургии

Таким образом, суммируя всё вышеизложенное, можно сформулировать следующие главные принципы безопасности в электрохирургии (Долецкий С.Я., Драбкин Р.Л., Лёнюшкин А.И., 1980):

1. Необходимо работать только с исправным оборудованием: электрохирургическим генератором, операционным эндоскопом и их комплектными принадлежностями.
2. Правильно размещать и фиксировать нейтральный электрод на теле пациента.
3. Тщательно изолировать тело пациента от любых электропроводящих предметов.
4. Включать ВЧ энергию кратковременно и только во время контакта активного электрода с тканью при полном визуальном контроле.
5. Использовать минимальную мощность для осуществления электрохирургического воздействия.
6. При возможности использовать [биполярную электрохирургию](#) как более безопасную.

В заключение хотелось бы отметить, что знание принципов высокочастотной электрохирургии и неукоснительное соблюдение всех правил безопасности, а также техники электрохирургического оперативного вмешательства обеспечивает пациента наилучшей защитой от получения непредвиденных осложнений, ожогов и травм.

Вопросы для самопроверки и обсуждений

Раздел I. Электрохирургия

1. Каковы основные естественные свойства электрического тока?
2. Какой эффект воздействия электрического тока лежит в основе лечебного применения электрохирургии?
3. Что отличает электрокаутеризацию от электрохирургии?
4. В каком спектре частот переменного тока работают электрохирургические генераторы? Чем обусловлена нижняя граница диапазона частот переменного тока, используемого в электрохирургии?
5. В чём состоит отличие монополярной электрохирургии от биполярной? Перечислите компоненты монополярной и биполярной электрической цепи.
6. В чём состоят преимущества и недостатки (ограничения) биполярной электрохирургии по сравнению с монополярной и чем они обусловлены?
7. Чем обусловлен термический эффект при воздействии электрического тока на ткани пациента? От чего зависит интенсивность выработки тепла в области контакта электрода (активного и возвратного) с тканью пациента?
8. В чём заключается механизм электрохирургического рассечения (резания) тканей? Какие условия необходимы для осуществления резания?
9. В чём заключается механизм электрохирургической коагуляции? Какие условия необходимы для осуществления коагуляции?
10. Как форма высокочастотной волны влияет на тканевой эффект воздействия электрического тока?
11. Какие основные параметры определяют эффект электрохирургического воздействия на ткань? Каким образом врач-оператор может контролировать электрохирургический эффект воздействия на ткань?
12. Каковы основные виды электрохирургического воздействия на ткань?
13. Какие разновидности в зависимости от механизма её осуществления имеет коагуляция?

14. Чем характеризуются и чем отличаются по своему воздействию на ткань контактная и бесконтактная коагуляция?
15. Что такое коаптация (коаптивная коагуляция), каким образом она осуществляется и где используется?
16. Какие предосторожности следует соблюдать при электрохирургии у пациентов с имплантированными электронными устройствами?
17. В чём состоит отличие между заземлёнными и изолированными электрохирургическими системами (выводами генератора)?
18. Чем обусловлена опасность использования заземлённых электрохирургических систем?
19. Что такое ток утечки по альтернативному пути, и какие ситуации могут привести к его возникновению? Чем опасен ток, следующий по альтернативному пути?
20. Каковы причины возникновения ожогов в альтернативных точках?
21. В чём заключается функция электрода (пластины) пациента?
22. Каковы причины возникновения ожогов в области контакта электрода пациента?
23. Какие условия должны быть соблюдены во избежание опасного увеличения концентрации/плотности тока, которое может привести к развитию ожога в области контакта электрода пациента?
24. Как следует правильно размещать нейтральный электрод на теле пациента?
25. Каковы основные виды осложнений электрохирургии?
26. Что является основной причиной поражения током низкой частоты при электрохирургии?
27. Каковы возможные последствия поражения пациента током высокой частоты при электрохирургии?
28. В чём заключается подготовка пациента к электрохирургическому вмешательству?
29. Каковы правила подготовки аппаратуры и инструментария к электрохирургическому вмешательству?
30. В чём состоят главные принципы безопасности в электрохирургии?

Коллекция ссылок на Интернет-ресурсы

1. EndoХирургия – универсальный российский справочно-методический Интернет-ресурс по эндоскопической хирургии – <http://www.laparoscopy.ru/>
2. Электрохирургия: основные понятия, принципы безопасности – <http://www.laparoscopy.ru/doktoru/safety2.html#hfunits>
3. Эндохирургическое оборудование, основы электрохирургии – <http://www.laparoscopy.ru/doktoru/equipment3.html#coagulator>
4. Эндохирургия Татарстана – сайт организации “Центр Эндохирургии” (учебный центр эндохирургии, г. Казань) – <http://endosur.mi.ru/>
5. Фёдоров И.В., Сигал Е.И., Одинцов В.В. Эндоскопическая хирургия. – М.: ГЭОТАР-Медицина, 1998. – 345 с. – <http://endosur.tol.ru/go/anonymous/main/?path=/ru/2leaning/21reference/books/994/>
Глава 5 Высокочастотный электрический ток в эндохирургии – http://endosur.tol.ru/go/anonymous/main/?path=/ru/2leaning/21reference/books/994/es_gl05
6. Valleylab (Tyco Healthcare, USA) – <http://www.valleylab.com>
7. Valleylab Clinical education – <http://www.valleylab.com/education/index.html>
8. Valleylab Clinical Information Hotline News – <http://www.valleylab.com/education/hotline/archives.html>
9. Valleylab Principles of Electrosurgery online – <http://www.valleylab.com/education/poes/index.html>
10. Richard Wolf USA – <http://www.richardwolfusa.com/>
11. Electrosurgery basics (course written by Swanson D.Y., Witt D.L., Yu W.B.; Corexcel & Richard Wolf) – <http://www.corexcel.com/courses/electrosurgery.title.htm>
12. Electrosurgery and GI endoscopy (course written by Vonne Sieve; Corexcel & ERBE) – <http://www.corexcel.com/courses3/electrosurgery.giendoscopy.title.htm>

Раздел II. Аргоноплазменная коагуляция

- Тема 4. Принцип аргоноплазменной коагуляции и оборудование
- Тема 5. Техника АПК, осложнения и принципы безопасности
- Тема 6. Показания к применению АПК в эндоскопии

Тема 4. Принцип аргоноплазменной коагуляции и оборудование

Большинство веществ являются [диэлектриками](#), в которых электроны настолько плотно связаны со своими атомами, что они не позволяют течь электрическому заряду. Однако при достаточно сильном воздействии электрического поля наименее жёстко связанные электроны отрываются от своих атомов, делая возможным возникновение электрического тока. Этот процесс называется *ионизацией*. Ионизация представляет собой образование ионов (электрически заряженных частиц) из нейтральных атомов или молекул. Различные вещества ионизируются в различной степени. Газ аргон является веществом, которое становится проводником (ионизируется) достаточно легко. В ионизированном состоянии он называется, как и все ионизированные газы, *плазмой*.

В 1971 году этот феномен был впервые использован в медицине, что выразилось в появлении плазменного скальпеля. Технология была разработана для клинического применения в открытой хирургии. Аргон идеально зарекомендовал себя не только из-за того, что он ионизируется при достаточно низком напряжении, но также вследствие того, что он образует стабильную плазму, является химически инертным и при этом недорогим. Аргон представляет собой негорючий, неядовитый, физиологически безвредный газ без запаха и цвета. Установки, разработанные для использования в открытой хирургии, не подходили, однако, для гастроэндоскопических вмешательств из-за наличия сильного потока газа и отсутствия гибких аппликаторов. Первые системы, предназначенные для использования в гибкой эндоскопии, были разработаны в 1991 году, а уже в 1996 году они стали доступными для клинического применения (ERBE, Germany).

Аргоноплазменная коагуляция (АПК или APC – Argon Plasma Coagulation) является монополярным бесконтактным методом высокочастотной электрохирургии. Принцип АПК состоит в термическом воздействии тока высокой частоты, подаваемого на ткань потоком ионизированной [аргоновой плазмы](#).

Система АПК включает в себя источник газа (аргона) с блоком управления, источник [ВЧ](#) тока (электрохирургический генератор) и соответствующие АПК-зонды (аппликаторы, [APC-зонды](#)). В канале подачи аргона аппликатора имеется электрод (активный ВЧ электрод), соединённый с ВЧ генератором. Нейтральный электрод фиксируется на бедре пациента. При включении аппаратуры и активировании зонда по каналу аппликатора начинает поступать аргон, а на электрод подаётся ВЧ энергия. При достаточно высоком уровне ВЧ напряжения и достаточно малом расстоянии от ткани в электрическом поле, созданном у электрода на дистальном конце зонда-аппликатора, происходит [ионизация](#) аргона. В потоке аргона образуется электропроводящая плазма, при этом между аппликатором и тканью начинает протекать ВЧ ток, направляющийся к электроду пациента, стремясь замкнуть [монополярную электрическую цепь](#) (рис. 50).

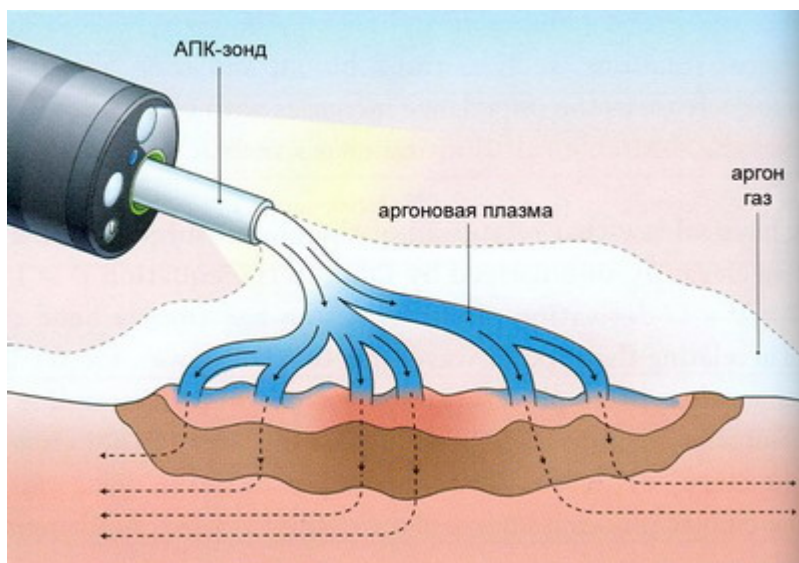
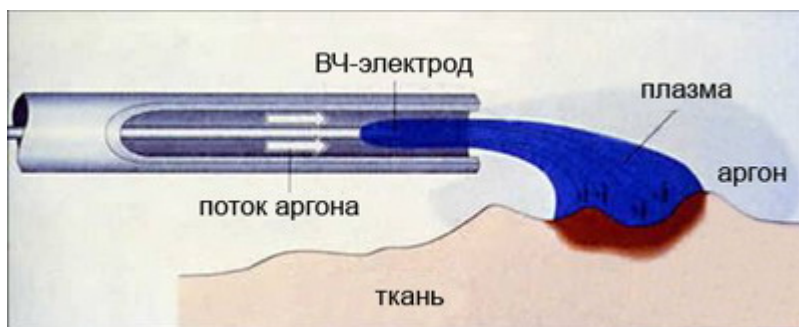


Рис. 50. Принцип АПК [77]

Электрический ток всегда следует по пути наименьшего сопротивления. При попадании плазмы на поверхность ткани достигаемая плотность ВЧ тока обеспечивает желаемую коагуляцию. Под воздействием плазмы происходит [десикация](#), высушивание ткани. В коагулированных тканях повышается [импеданс](#), в связи с чем поток плазмы устремляется к соседним, ещё не коагулированным участкам с более низким импедансом (следуя по пути наименьшего сопротивления). Таким образом, струя плазмы автоматически направляется к кровоточащим или ещё недостаточно коагулированным тканевым зонам в пределах диапазона аппликации. Благодаря этому достигается автоматически ограничиваемая коагуляция по плоскости и, что особенно важно, коагуляция эта является равномерной (на одинаковую глубину) и поверхностной. Глубина коагуляции ограничивается 3 мм (что почти в 2 раза меньше, чем при традиционной электрокоагуляции) и зависит от времени воздействия. Эта автоматически лимитируемая глубина и отсутствие эффекта vaporization обеспечивают высокую степень безопасности АПК в отношении перфорации стенки полого органа, в котором осуществляется воздействие, что позволяет широко использовать АПК в таких тонкостенных органах, как пищевод и двенадцатиперстная кишка. По тем же причинам АПК имеет ограниченное применение при [девитализации](#) больших объёмов опухолевых масс.

АПК по многим параметрам отличается от классической контактной десикации. Прежде всего, она является бесконтактным способом воздействия, что даёт преимущества в скорости и удобстве, особенно при обширном или диффузном характере поражения. Плазменная дуга не является однонаправленной, а следует вдоль линий электрического поля к ткани, стремясь замкнуть монополярную электрическую цепь. Струя аргоновой плазмы может действовать не только в прямолинейном (осевом) направлении вдоль оси зонда, но и в боковых направлениях (поперечном, радиальном), а также с поворотом "за угол". В

результате АПК формируется поверхностный струп, более тонкий, эластичный и плотно прилегающий, чем образуемый традиционными способами. Такой струп лучше защищает от рецидива кровотечения.

Длина плазменной дуги между концом зонда и тканью напрямую зависит от мощности, сопротивления ткани и, в меньшей степени, от скорости потока аргона. Хотя конструктивной особенностью и преимуществом АПК систем является бесконтактный способ воздействия, длина плазменной дуги *in vivo* составляет всего от 2 до 5 мм. Прижатие активированного АПК-зонда к ткани является небезопасным. Только ионизированный газ является токопроводящим. Избыточный аргон вне плазменной дуги не оказывает термического эффекта. При АПК температура ткани-мишени не превышает 110°C благодаря охлаждающему действию аргона. Аргон является химически инертным газом, в результате чего, при правильной аппликации, практически отсутствует [карбонизация](#).

Среди АПК аппаратуры наибольшее распространение во всём мире имеют АПК системы производства ERBE Elektromedizin GmbH, Tübingen, Germany (ERBOTOM ICC / APC 300 и ERBE APC-2/VIO System, рис. 51). В России также доступны аппараты производства "Фотек" (Екатеринбург). Аппараты снабжаются ножной педалью, которая позволяет одновременно активировать как источник аргона, так и ВЧ генератор.



Рис. 51. Системы АПК: ERBOTOM ICC/APC 300, ERBE VIO System

Зонды-аппликаторы выпускаются в нескольких вариантах, позволяющих подавать струю аргона различной формы и в различных направлениях, что делает их удобными для применения в самых разных анатомических ситуациях. Струя аргона может выходить из зонда-аппликатора в аксиальном направлении (вдоль оси зонда), в перпендикулярном направлении и циркулярно (рис. 52, 53).



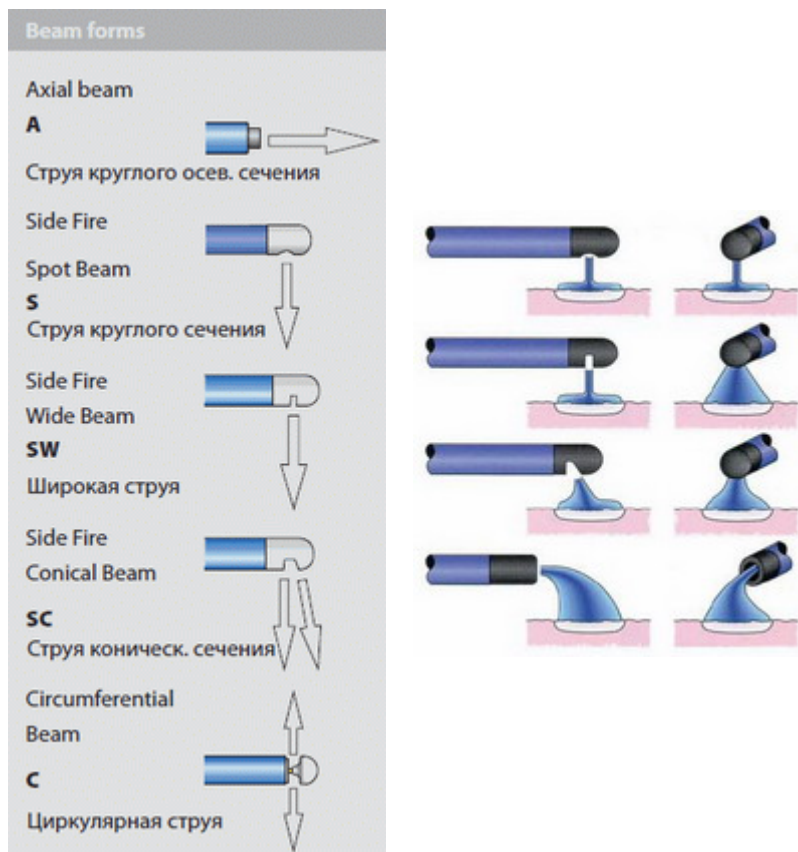


Рис. 52. АПК-зонды ERBE

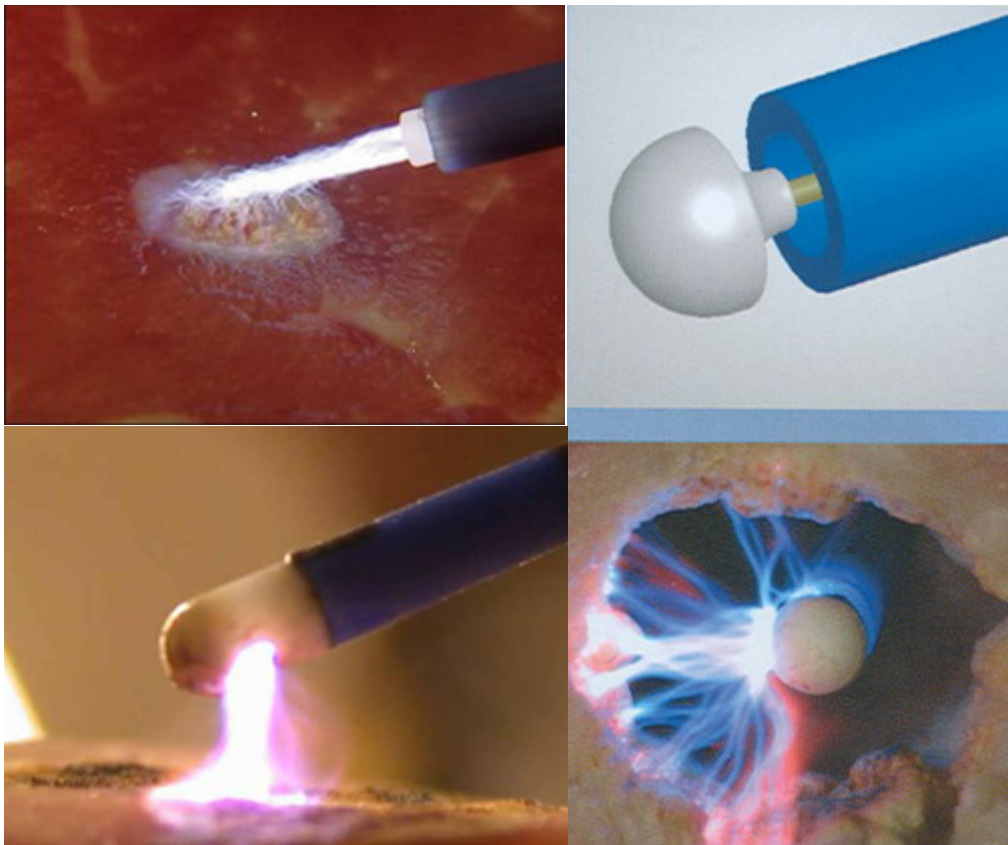


Рис. 53. Различные направления подачи струи аргона

Зонды имеют различную длину (1; 1,5; 2,2; 3 м) и диаметр (1,5 мм, 2,3 мм и 3,2 мм) для использования с различными типами эндоскопов (для бронхоскопа, гастроскопа, колоноскопа,

интестиноскопа). Зонды покрыты тефлоном и могут быть предназначены как для одноразового, так и для многократного применения. Скорость подачи аргона теоретически может варьировать, в зависимости от установок, от 0,1 л/мин. до 9 л/мин.

Тема 5. Техника АПК, осложнения и принципы безопасности

Перед введением АПК-зонда в инструментальный канал эндоскопа, необходимо тщательно проверить зонд на отсутствие повреждений, промыть его аргоном (нажатием клавиши "Pur" на APC ERBE), а затем провести функциональный тест аппликатора вне эндоскопа. Для этого необходимо проверить образование [аргоновой плазмы](#) между наконечником зонда и какой-либо металлической деталью (деталь не должна иметь электрического контакта с пациентом, другими лицами или электронными приборами), активировав зонд на расстоянии 3-5 мм от неё.

При выполнении АПК врач контролирует скорость потока газа, время аппликации и расстояние дистального конца зонда от ткани.

Аппарат АПК имеет встроенную систему распознавания инструментов, которая в зависимости от используемого в данном конкретном случае инструмента задаёт соответствующий расход аргона. Можно варьировать задаваемые значения в пределах некоторого допустимого диапазона. Однако при выборе слишком низкого значения расхода может быть повреждён аппликатор; выбирать слишком высокие значения также не рекомендуется из-за неэффективности и небезопасности. Следует помнить, что при чрезмерно высокой скорости потока аргона при наличии кровотечения из крупного сосуда существует вероятность газовой эмболии. Увеличение скорости потока аргона практически не влияет на тканевой эффект и результат, однако при этом усиливается дискомфорт для пациента из-за избыточного растяжения органа. В связи с этим скорость потока устанавливается обычно на уровне не более 2,0 л/мин. Воздействие следует осуществлять короткими импульсами, продолжительность одномоментного воздействия должна составлять от 0,5 до 3 секунд. Болевые ощущения, развивающиеся иногда у пациентов при выполнении АПК, обусловлены преимущественно быстрым и избыточным растяжением стенки органа, что связано с высокой скоростью подачи аргона и длительными периодами аппликации при отсутствии одновременной адекватной декомпрессии. Избыточная инсuffляция аргона недопустима, во время АПК необходима частая аспирация газа, в связи с чем крайне важно выполнять АПК только широко- или сверхширококанальным (операционным) эндоскопом (с диаметром инструментального канала 3,7 мм и 6 мм соответственно) или эндоскопом с двумя инструментальными каналами. Использование диагностического эндоскопа с относительно узким инструментальным каналом, особенно при выполнении АПК по поводу кровотечения, снижает эффективность вмешательства (особенно при активном кровотечении) и является небезопасным. Узкий канал диагностического эндоскопа (2,8 мм) при наличии в его просвете АПК-зонда (2,3 мм) не позволяет выполнить адекватную и быструю аспирацию газа, что приводит к усилению дискомфорта пациента и появлению боли. В исключительных случаях (при неадекватном контроле со стороны врача, у пожилых пациентов с атрофически изменённой истончённой стенкой и особенно при выполнении АПК в условиях седации, когда пациент не может проявлять беспокойство и жаловаться) возможно развитие баротравмы с разрывом стенки полого органа, причём иногда спустя некоторое время (до нескольких часов) после окончания вмешательства. Таким образом, выполнение АПК диагностическим эндоскопом недопустимо.

Уровень мощности [ВЧ](#) генератора обычно устанавливается в пределах от 40 до 90 Вт. При этом мощность 40-60 Вт используется для осуществления гемостаза, а 60-90 Вт – для [девитализации](#) (абляции) ткани. Одно из проведённых исследований *in vivo* выявило, что повреждение мышечного слоя коррелировало с мощностью, продолжительностью воздействия и общим количеством доставленной энергии в Джоулях. Выбор уровня мощности, как и продолжительность воздействия, во многом зависят от толщины стенки органа, в котором осуществляется воздействие (более высокие уровни мощности в желудке, минимальные – в правой половине толстой кишки), а также от размера опухоли в случае выполнения [абляции](#). Как и в целом в электрохирургии, время воздействия является критическим

параметром, полностью контролируемым врачом. Использование кратковременных интервалов аппликации, особенно при работе в правой половине толстой кишки, является предпочтительным.

Во время АПК расстояние между зондом и тканью должно составлять от 2 до 8 мм. При этом для поджига зонд вначале нужно приблизить к ткани, а после поджига удалить на необходимое расстояние. При увеличении расстояния не будет происходить образования аргоновой плазмы, в то время как уменьшение расстояния может привести к таким нежелательным последствиям, как засорение зонда и "приваривание" его к ткани. Следует избегать контакта аппликатора с тканью, так как это может привести (при длительном неконтролируемом контакте) к глубокой термической травме и перфорации стенки органа. Следствием случайного контакта активированного АПК-зонда со стенкой органа может явиться подслизистая эмфизема и экстраорганный диффузия газа. Локальная подслизистая эмфизема бессимптомна, опасности не представляет и самостоятельно рассасывается в течение нескольких минут (к окончанию исследования) или часов. Описаны случаи пневмоперитонеума, пневмомедиастинума и подкожной эмфиземы, развившихся вследствие АПК (даже при отсутствии видимой перфорации стенки органа). При воздействии между АПК-зондом и тканью не должно быть жидкости, крови и сгустков; в противном случае формирующаяся плёнка (слой) коагуляции будет препятствовать воздействию на подлежащие ткани. Это особенно актуально в случае продолжающегося кровотечения. В связи с этим, перед началом АПК следует должным образом очистить поверхность, подлежащую коагуляции, аспирировать кровь и сгустки.

Дистальный конец зонда-аппликатора следует постоянно держать в поле зрения в течение всего вмешательства. Зонд должен выступать из дистального конца эндоскопа по меньшей мере на 10 мм. Это будет обеспечено в том случае, если через эндоскоп можно будет увидеть первое чёрное кольцо на дистальном конце зонда. Случайное попадание потока плазмы на дистальный конец видеоэндоскопа может привести к повреждению видеочипа и выходу из строя видеосистемы. При обработке тканей, находящихся в непосредственной близости к металлическим имплантам (таким как стенты), следует использовать минимальные уровни мощности.

Если при выполнении АПК в просвете органа присутствуют горючие газы, то существует опасность взрыва. В частности, существует опасность взрыва эндогенных газов (метан, водород) в толстой кишке. В связи с этим при планировании АПК в просвете толстой кишки следует уделить особенно пристальное внимание вопросу хорошей предоперационной подготовки и очищению кишечника с использованием растворов, не содержащих маннитол и сорбитол. Особую осторожность следует соблюдать при коагуляции обструктивных опухолей толстой кишки, так как за каждым стенозом можно предполагать наличие взрывоопасных газов. Поэтому перед активированием ВЧ генератора и началом АПК следует обязательно промыть опасный участок кишки углекислым газом или аргоном. Рекомендуется вначале выполнить дилатацию или бужирование стенозированного участка для эвакуации супрастенотического содержимого и газов и лишь затем выполнять электрохирургическое воздействие.

Особую осторожность следует соблюдать при бронхоскопии и использовании АПК в трахеобронхиальной системе из-за существующей опасности возгорания. Аргон не относится к горючим газам и сам по себе не может явиться источником возгорания других материалов. Однако аргоновая плазма разогревается до столь высоких температур, что могут загореться находящиеся в этой зоне легко воспламеняющиеся и горючие материалы, такие как материалы, из которых выполнена пластмассовая изоляция дистального конца бронхоскопа или трахеальной трубки. Однако такое возгорание возможно лишь в том случае, если одновременно в просвете имеется газ, поддерживающий горение, например кислород. Это относится, прежде всего, к высококонцентрированному и чистому кислороду. В связи с этим непосредственно перед и особенно в процессе АПК в трахеобронхиальную систему нельзя подавать кислород.

Характеризуя опасности АПК не следует также забывать, что АПК относится к методам [монополярной электрохирургии](#), в связи с чем при её использовании возможно развитие тех же осложнений, что и при традиционной электрокоагуляции. В отношении АПК сохраняют свою силу все требования безопасности, действующие в монополярной электрохирургии.

Метод АПК допускает применение эндоскопов только с полностью исправной наружной электрической изоляцией. Это условие относится и к инструментальному каналу. При повреждении как внутренней, так и наружной изоляции существует опасность ожогов и травм. Перед началом каждого вмешательства необходимо проверять работоспособность эндоскопа и тестировать его герметичность.

Количество осложнений АПК, по данным различных авторов, колеблется от 0% до 24%. Однако при этом следует заметить, что исследования эти чрезвычайно разнятся как по дизайну, так и по критериям оценки побочных эффектов. Не существует чётких критериев того, что следует относить к осложнениям; одни и те же явления одни авторы считают осложнением, другие – нет. Так, в качестве осложнений АПК описываются: повышение давления в полостях тела за счёт растяжения их газом, пневматизация кишечника, пневмомедиастинум и пневмоперитонеум, подкожная эмфизема, боль, хроническое изъязвление, стриктура, кровотечение, трансмуральный ожоговый синдром, перфорация и смерть.

В целом можно выделить следующие основные возможные **осложнения аргоноплазменной коагуляции:**

- осложнения, свойственные монополярной электрохирургии (поражение током [НЧ](#) и [ВЧ](#));
- взрывы эндогенных газов, возгорание горючих материалов;
- перфорация стенки полого органа (вследствие термической травмы, баротравмы, взрыва эндогенных газов).

Для профилактики осложнений требуется строгое соблюдение всех правил безопасности, включая те, которые действуют в монополярной электрохирургии. Специалистами, участвовавшими в разработке методики АПК, были сформулированы **10 основных правил для эндоскопии с помощью гибких эндоскопов** (Grund K.E., Farin G.):

1. АПК – один из методов монополярной электрохирургии. Не следует смешивать АПК с техникой аргоновых лазеров. Лазер на аргоне имеет абсолютно другой принцип действия (рис. 54).



Рис. 54. Эффекты воздействия лазера и АПК

2. Каждый раз перед введением АПК-зонда в рабочий канал эндоскопа проверяйте подачу аргона по зонду и зажигание дуги аргоновой плазмы вне эндоскопа.
3. АПК-зонд следует ввести в рабочий канал эндоскопа, по крайней мере, до такой глубины, чтобы через эндоскоп можно было увидеть первое чёрное кольцо на дистальном конце зонда.
4. АПК должна выполняться под постоянным визуальным контролем дистального конца зонда и зоны коагуляции.
5. Следите за тем, чтобы во время активирования АПК-зонд не касался стенок органа. Однако зонд следует приблизить к стенке органа на достаточное для зажигания аргоноплазменной дуги расстояние.

6. Никогда не прижимайте активированный АПК-зонд к ткани или стенке органа, так как это может привести к эмфиземе или повреждению стенки органа и перфорации.
7. Не касайтесь активированным АПК-зондом металлического стента; удерживайте зонд на достаточном расстоянии.
8. Не допускайте вздутий из-за слишком интенсивной подачи аргона. С этой целью постоянно следите за областью живота, аспирируйте газ из просвета.
9. Мощность ВЧ электрохирургического генератора и продолжительность включения следует ограничивать в зависимости от толщины стенки органа. Например, при операциях в правой половине ободочной кишки используемая мощность не должна превышать 40 Вт. В общем случае, чем крупнее опухоль, тем более высокую мощность следует выбирать.
10. При отсутствии достаточного опыта следует отдавать предпочтение кратковременным интервалам активирования перед более длительными, т.е. целесообразнее многократно активировать систему в течение коротких интервалов времени, нежели сделать это несколько раз, но в течение длительных отрезков времени.

Соблюдение этих правил чрезвычайно важно для обеспечения эффективности и безопасности аргонплазменного вмешательства. Ещё одной полезной рекомендацией может быть выбор ограничения мощности электрохирургического генератора и продолжительность воздействия в зависимости от различных клинических ситуаций (табл. 2):

Таблица 2.

Ограничение мощности и продолжительность интервала воздействия при АПК в гастроэнтерологии [71][102]

Область воздействия, клиническая ситуация	Ограничение мощности (Вт)	Продолжительность воздействия (с)
Нормальная настройка для операций на пищеводе, двенадцатиперстной кишке, тонкой кишке, прямой кишке	60-80	1-3
Желудок	60-90	1-3
Прорастание стента опухолевой тканью, реканализация стента	60	1-3
Крупные опухоли (более 15 мм)	99	3-10
Средние опухоли (5-15 мм)	80	3-5
Небольшие опухоли	60	1-5
<i>Правая половина</i>	<i>40</i>	<i>0,5-1</i>

ободочной кишки		
Остальная часть толстой кишки	40-50	1-3

Дополнительно хотелось бы подчеркнуть, что эффективность и безопасность АПК, особенно при выполнении эндоскопического гемостаза, во многом будет зависеть от типа и характеристик используемого эндоскопа. Для обеспечения возможности постоянной и адекватной аспирации газа из просвета органа аргоноплазменное вмешательство должно выполняться только с использованием ширококанальных операционных (терапевтических) эндоскопов.

Тема 6. Показания к применению АПК в эндоскопии

Основными показаниями к применению АПК являются коагуляция с целью гемостаза и [абляция](#) (девитализация) ткани.

Эндоскопический гемостаз. АПК широко применяется в гастроинтестинальной эндоскопии в качестве метода гемостаза при кровотечениях самой разнообразной этиологии. Метод АПК особенно незаменим и не имеет конкуренции при плоских поражениях и диффузных кровотечениях на большой площади.

АПК на сегодняшний день является одним из наилучших способов остановки и профилактики развития кровотечений, развивающихся на фоне различных сосудистых аномалий. К сосудистым аномалиям относятся ангиодисплазии (пороки развития артерио-венозных анастомозов, наиболее часто встречающиеся в восходящей ободочной кишке), гемангиомы, телеангиоэктазия желудка (застойная гастропатия с телеангиоэктазами на фоне портальной гипертензии, телеангиоэктазия как следствие лучевой терапии, болезни Виллебранда, первичного билиарного цирроза), антральная сосудистая эктазия желудка. Антральная сосудистая эктазия желудка ("линейная сосудистая эктазия желудка", GAVE – Gastric Antral Vascular Ectasia) может осложняться повторными кровотечениями. Слизистая оболочка антрального отдела желудка при этой патологии имеет полосатый вид, характерный для арбузной корки, и часто обозначается как "арбузный желудок" ("watermelon stomach"). Опубликованные клинические результаты указывают на высокую эффективность АПК в лечении антральной сосудистой эктазии желудка, пост-радиационной проктопатии (лучевом проктите), ангиодисплазий с хорошими ближайшими и отдалёнными результатами.

АПК хорошо зарекомендовала себя при активных кровотечениях из поражений Дъелафуа, когда требуется особенно быстрый и мощный гемостатический эффект и при этом необходимо поверхностное воздействие. [Болезнь Дъелафуа](#) представляет собой первичный порок развития сосудов желудка, кровотечение при этом бывает вызвано необычно широким подслизистым артериальным сосудом, контактирующим со слизистой оболочкой.

АПК с успехом применяется при кровотечениях язвенной этиологии (при острых и хронических язвах), при синдроме Мэллори-Вейсса, при опухолевых кровотечениях. АПК используется также как средство гемостаза при кровотечениях, развившихся в результате других эндоскопических вмешательств (после полипэктомии, эндоскопической резекции слизистой оболочки или бужирования).

В литературе появились сообщения об использовании АПК при варикозном расширении вен пищевода. Были опубликованы первые результаты рандомизированных исследований, которые демонстрируют, что выполнение АПК слизистой оболочки дистального отдела пищевода после процедуры эндоскопического лигирования вен приводит к снижению количества рецидивов кровотечения и более полной эрадикации варикозных вен, чем изолированное лигирование без последующей АПК. Процедура состоит в циркулярной аргоноплазменной коагуляции всей поверхности слизистой оболочки дистального отдела пищевода на протяжении примерно 5 см от зубчатой линии. Цель АПК в данном случае заключается в индуцировании фиброза слизистой оболочки.

Абляция (девитализация). АПК используется для лечения доброкачественных и злокачественных опухолей пищеварительного тракта.

Выраженный десикационный эффект АПК приводит к существенному уменьшению объёма тканей с высоким содержанием воды, причём уменьшение объёма тканей в ряде случаев может превысить 50%. Большая часть опухолевых тканей относится к тканям с повышенным влагосодержанием, что и обусловило широкое распространение АПК как метода абляции опухолей. Аргонплазменная коагуляция опухолевой ткани приводит к её сморщиванию и девитализации.

Показаниями для АПК с целью абляции являются следующие ситуации:

- пищевод Баррета;
- девитализация тканей при обширных аденомах (полипах) или остаточных аденомах (полипах) после их удаления с помощью петлевой электроэксцизии;
- девитализация тканей при врастании опухолевой или гранулематозной ткани в просвет металлического (нитинолового) стента (реканализация стента);
- девитализация тканей в зоне частично стенозирующих просвет органа опухолей;
- подготовка к закрытию свищей фибриновым клеем.

Другие показания к применению АПК. По мере накопления опыта показания к АПК расширяются. Так, появились сообщения об использовании АПК для септотомии при дивертикуле Ценкера. Ещё одной интересной областью применения АПК явилось укорочение (подрезание) билиарных и гастроинтестинальных саморасширяющихся металлических (нитиноловых) стентов при их дислокации. В исследовании *in vitro* (Tai M., et al., 2008) для резания непокрытых металлических стентов использовалась мощность 60 Вт, для покрытых – 30 Вт, при скорости потока аргона 2 л/мин. В исследовании *in vivo* (Vanbiervliet G., et al., 2005) была использована мощность 70-80 Вт при скорости потока аргона 0,8 л/мин., при этом не возникло серьёзных повреждений окружающих тканей. Стентами, на которые осуществлялось воздействие, были билиарные и гастроинтестинальные покрытые и непокрытые Wallstent, Ultraflex.

В целом хотелось бы отметить, что методика АПК обладает рядом преимуществ по сравнению с традиционными способами коагуляции, в том числе по сравнению с лазерной коагуляцией с помощью Nd:Yag-лазера, являясь прежде всего более безопасной (в случае неукоснительного соблюдения всех необходимых правил безопасности). Немаловажным преимуществом АПК перед лазером является то, что метод намного проще в освоении и является более дешёвым; затраты на приобретение и эксплуатацию АПК-системы существенно ниже таковых для Nd:Yag-лазера.

Основными преимуществами АПК являются:

- бесконтактная аппликация;
- ограниченная глубина воздействия, не превышающая 3 мм, что даёт более высокую гарантию от опасности перфорации тонкостенных органов;
- возможность аппликации не только в прямом, но и в радиальном или поперечном направлении, а также с поворотом "за угол";
- выраженный эффект [десикации](#) при отсутствии [вапоризации](#);
- практически полное отсутствие дымообразования;
- высокая эргономичность оборудования, мобильность, лёгкость обслуживания.

К основному недостатку метода АПК можно отнести растяжение стенок желудочно-кишечного тракта за счёт быстрой инсuffляции газа, что создаёт дискомфорт у пациента.

Аргонплазменная коагуляция является относительно новым и весьма эффективным способом [ВЧ](#) электрохирургического воздействия и обладает очевидным потенциалом. Показания к применению АПК расширяются по мере освоения методики и накопления опыта. Строгое соблюдение всех правил

безопасности является главной гарантией от развития осложнений и обеспечивает наилучшую защиту пациенту.

Вопросы для самопроверки и обсуждений

Раздел II. Аргоноплазменная коагуляция

1. В чём заключается принцип аргоноплазменной коагуляции?
2. Что в себя включает система АПК?
3. Каким образом осуществляется термическое воздействие на ткань пациента при активировании системы АПК?
4. С чем связаны болевые ощущения, развивающиеся иногда у пациентов при выполнении АПК? Как этого избежать?
5. В чём заключаются особенности использования АПК в трахеобронхиальной системе?
6. Каковы основные возможные осложнения АПК?
7. Каковы основные правила безопасности применения АПК в гибкой эндоскопии?
8. Каковы особенности выбора мощности и продолжительности воздействия при АПК в гастроэнтерологии?
9. Каковы основные показания к применению АПК в эндоскопии?
10. Какими преимуществами обладает методика АПК по сравнению с другими традиционными способами коагуляции?

Коллекция ссылок на Интернет-ресурсы

1. ERBE.ru – <http://www.erbe.ru>
2. Фотек (ООО "Фотек", Россия, г. Екатеринбург) – <http://www.fotek.ru/>
3. Методические статьи, пособия и рекомендации по аргоноплазменной коагуляции, радиоволновой хирургии и электрохирургии – <http://www.fotek.ru/index.php/trade/fields/>
<http://www.fotek.ru/index.php/article/archive/19/>

Раздел III. Радиоволновая хирургия

- Тема 7. Принципы радиоволновой хирургии и оборудование
- Тема 8. Применение радиоволновой хирургии в эндоскопии

Тема 7. Принципы радиоволновой хирургии и оборудование

Радиоволновая хирургия, или радиохирургия, – это бесконтактный метод воздействия на ткани (резания и коагуляции) с использованием радиоволн сверхвысокой частоты (3,8 – 4,0 МГц).

Метод радиоволновой хирургии был разработан в 1978 г. на научной базе фирмы “Ellman International, Inc.” (США), создавшей и запатентовавшей прибор Surgitron™, и с тех пор получил широкое распространение в мировой хирургической практике. В 1995 г. прибор Surgitron™ был разрешен к применению в Российской Федерации.

Благодаря использованию столь высоких частот радиоволновая хирургия обладает рядом бесспорных преимуществ перед другими видами хирургического воздействия (электрохирургией, механическим резанием), основными из которых являются атравматичность, минимальное разрушение окружающих тканей, минимальная кровопотеря, ускоренные процессы заживления и высокий косметический эффект.

Принцип радиоволнового воздействия нашёл широкое применение в различных областях медицины: в стоматологии, дерматологии и косметологии, пластической хирургии, офтальмологии, оториноларингологии и челюстно-лицевой хирургии, гинекологии, общей хирургии, нейрохирургии, онкологии, урологии, проктологии. В последние годы в России в связи с разработкой соответствующих электродов и инструментария метод радиоволновой хирургии начал с успехом использоваться в эндоскопии.

Принцип радиоволновой хирургии основан на использовании радиоволн высокой частоты, находящихся в частотном спектре между АМ и FM-частотами. Традиционная электрохирургия работает в диапазоне частот 200 кГц – 3,3 МГц, в то время как радиоволновая хирургия использует частоты порядка 3,8 – 4,0 МГц (рис. 55).



Рис. 55. Радиоволновая хирургия в диапазоне частот переменного тока

Метод радиоволновой хирургии реализован в приборах Surgitron (Ellman International, Inc., USA). В России с начала 2000-х годов доступен также радиоволновой генератор отечественного производства “Фотек” (Фотек Е80).



Рис. 56. Surgitron EMC™ (3.8 МГц)

Радиоволновой хирургический аппарат "Сургитрон" представляет собой генератор [ВЧ](#) электрических волн, излучаемых с переменной мощностью и постоянной частотой в 3,8 МГц или 4,0 МГц. В хирургической практике на сегодняшний день в России наиболее широко используются две запатентованные модели "Сургитрона": "Сургитрон EMC™" (с выходной частотой 3,8 МГц) (рис. 56) и "Сургитрон DF 120™" (с выходной частотой 4,0 МГц).

Для осуществления различных режимов работы радиоволновой генератор использует четыре формы волны (рис. 57):

1. Полностью фильтрованная форма волны, обеспечивающая режим разреза (90% – разрез и 10% – коагуляция).
2. Полностью выпрямленная форма волны, обеспечивающая смешанный режим разреза и коагуляции (50% – разрез и 50% – коагуляция).
3. Частично выпрямленная форма волны, обеспечивающая коагуляцию и гемостаз (90% – коагуляция и 10% – разрез).
4. Прерывисто-искровая форма волны, обеспечивающая [фульгурацию](#).

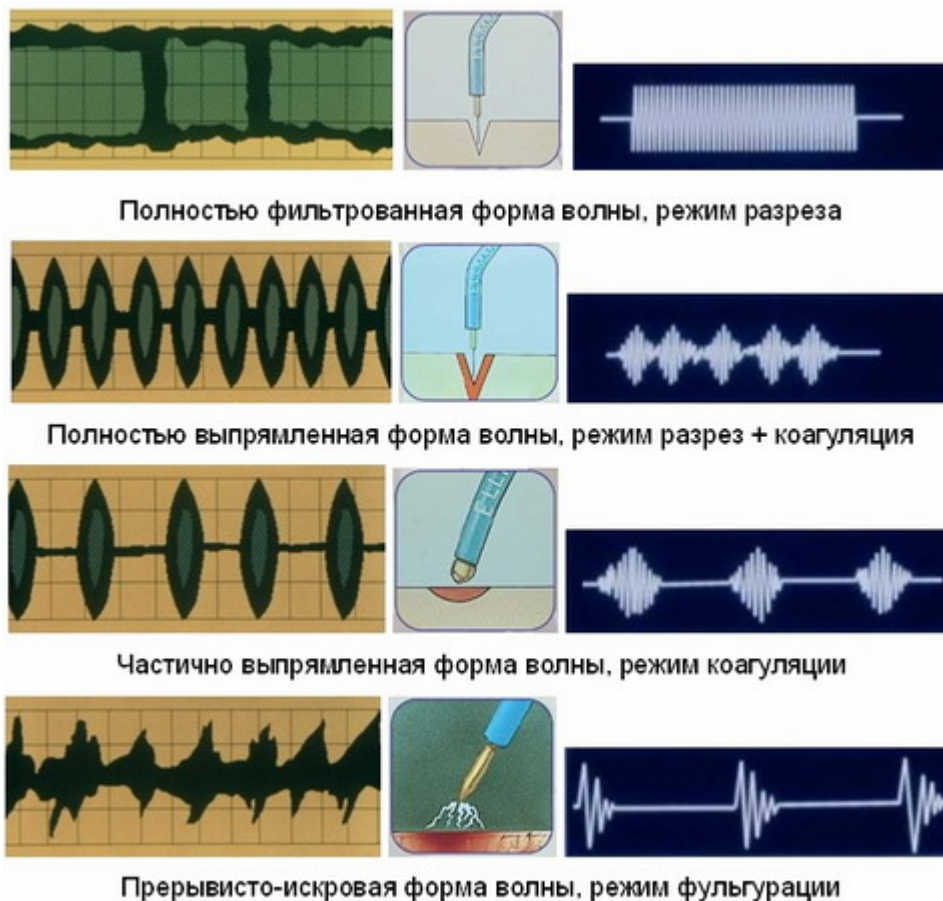


Рис. 57. Surgitron – формы волны и режимы

Для осуществления радиоволнового воздействия необходим генератор радиоволн, электрод (активный электрод) и нейтральный электрод. В качестве нейтрального электрода для фокусирования радиоволн используется [антенная пластина](#).



Рис. 58. Антенная пластина

В отличие от электрохирургических приборов этой пластине не нужно соприкасаться с кожей пациента, нет необходимости контролировать полный и плотный контакт с кожей, нет опасности ожога в области антенной пластины. Пластины достаточно разместить под пациентом прямо на одежду вблизи от операционного поля по принципу наименьшего расстояния от [активного электрода](#) (рис. 58).

Активные радиоволновые электроды различаются в зависимости от их назначения: петельные электроды для выполнения полипэктомии, электроды типа "юнитрод" (шариковые или конусообразные) для

радиоволновой остановки кровотоков. Электроды типа "юнитрод", предназначенные для эндоскопического гемостаза, разработаны и запатентованы в России. Их принципиальной и отличительной особенностью является наличие мононити из нержавеющей стали в качестве проводника электромагнитных колебаний на частоте 3,8 – 4,0 МГц.

Радиоволновое воздействие осуществляется следующим образом. Радиоволна, образуемая генератором и исходящая из активного электрода, проходит через ткани по направлению к электроду-антенне; воздействие при этом осуществляется бесконтактным способом. Термический эффект достигается за счёт тепла, выделяемого при преодолении радиоволной сопротивлении (импеданса) тканей. Количество вырабатываемой теплоты и, соответственно, эффект воздействия на ткань (резание или коагуляция) зависят от времени воздействия, размера электрода и формы волны.

Для осуществления диссекции используются проволочные электроды (полипэктомическая петля), полностью выпрямленная фильтрованная форма волны, максимальная мощность 90-120 Вт (90 Вт при частоте 3,8 МГц в аппарате "Сургитрон ЕМС™" и 120 Вт при частоте 4,0 МГц в аппарате "Сургитрон DF 120™"). Для осуществления коагуляции используются шариковые или цилиндрические электроды (с увеличенной площадью поверхности), частично выпрямленная (модулированная) форма волны, максимальная мощность 40-60 Вт (в зависимости от частоты волны используемого прибора). При фульгурации используются те же электроды, прерывисто-искровая (демпфированная) форма волны, максимальная мощность 35-45 Вт.

Высокая частота сводит к минимуму рассеивание теплоты. Характерной особенностью радиоволны является узконаправленность и отсутствие разогревания параллельных слоёв клеток. При резании разрушение клеток происходит вдоль линии воздействия электрода с минимальной полосой коагуляционного некроза. Сам электрод не нагревается, остаётся холодным, не вызывает ожога окружающих тканей, что делает разрез малотравматичным и способствует хорошему заживлению. Тканевые разрушения при воздействии радиоволной существенно меньше, чем при электрохирургии, воздействии ультразвуком или лазером.



Рис. 59. Изменение ткани в зависимости от частоты волны (Maness W.L. et al., 1978) [15][88]

В 1978 г. были опубликованы результаты экспериментального исследования, выполненного Maness W.L., et al. с целью гистологической оценки электрохирургии при использовании разной рабочей частоты и разных форм волны. Исследование выявило, в частности, что при одинаковой форме волны прибор, работающий с высокими рабочими частотами (4,0 МГц), вызывает намного меньшие изменения в

поверхностных слоях ткани, чем приборы, работающие на более низких частотах (1,7 и 2,8 МГц) (рис. 59). Таким образом, радиоволновой разрез осуществляется с минимальным некрозом окружающих тканей.

В случае выполнения радиоволновой коагуляции глубина коагуляционного некроза ткани не превышает 240 мкм, в то время как электрокоагуляция вызывает некроз толщиной 1500 – 2000 мкм.

Дополнительным преимуществом радиохирургии является стерилизующее воздействие радиоволны на края раны, которое отметили авторы, производившие бактериологические исследования при радиоволновых вмешательствах. Кроме того, было выявлено, что под влиянием радиоволны происходит активизация местного гуморального иммунитета, морфологическим субстратом которого является лимфоидная ткань, что позволило применить радиоволновую терапию в комплексном лечении больных с язвами желудка и двенадцатиперстной кишки.

В качестве преимущества метода следует также отметить высокую безопасность радиохирургии, существенно сниженный риск перфорации стенки органа вследствие поверхностного характера воздействия и отсутствия глубоких некрозов.

Недостатком радиоволнового воздействия в эндоскопии является возникновение помех, "наводки" на видеомониторе в момент активирования [радиоволнового генератора](#). При наличии у пациента имплантированного кардиального устройства (кардиостимулятора или дефибриллятора) следует проявить максимальную осторожность и решить вопрос о целесообразности радиохирургического вмешательства только совместно с кардиологом и/или изготовителем электронного устройства.

Тема 8. Применение радиоволновой хирургии в эндоскопии

Радиоволновое воздействие используется в эндоскопии для выполнения следующих вмешательств:

- радиоволновая эндоскопическая полипэктомия;
- радиоволновой эндоскопический гемостаз;
- местная радиоволновая терапия гастродуоденальных язв;
- радиоволновая расширенная эндоскопическая биопсия;
- папиллосфинктеротомия радиоволновым способом.

Радиоволновая полипэктомия (см. видеофрагмент №1). Радиоволновая полипэктомия выполняется в смешанном режиме разрез + коагуляция, регулятор мощности прибора "Сургитрон ЕМС™" устанавливается на 3,5 – 5,5. [Антенная пластина](#) фиксируется в зависимости от локализации полипа по принципу максимальной близости к электроду: при наличии полипа на передней стенке желудка – в эпигастральной области, в случае расположения на задней стенке желудка – в подлопаточной области слева. При радиоволновой полипэктомии снижается риск развития вторичных аррозивных кровотечений из-за отсутствия выраженного коагуляционного струпа. Отсутствует опасность контактных ожогов при касании полипом прилежащей слизистой (в отличие от электроэксцизии). Первые полученные результаты показали, что дефект слизистой оболочки, остающийся после удаления полипа, эпителизируется в среднем в сроки до 1 недели, в то время как после электроэксцизии сроки эпителизации составляют 2-3 недели.

Радиоволновой эндоскопический гемостаз с успехом выполняется при кровотечениях различной этиологии. Радиоволновая коагуляция позволяет эффективно останавливать кровотечение при диаметре аррозированного сосуда не более 2 мм, поэтому может применяться во всех случаях венозных и артериальных кровотечений, за исключением кровотечения из варикозно расширенных вен пищевода. Радиоволна образует вокруг рабочей части электрода поле толщиной 200 мкм, которое выпаривает жидкость по линии воздействия, одновременно коагулируя сосуды. Эффективность радиоволновой коагуляции повышается за счет выраженной вазоконстрикции при прохождении фокусированных высокочастотных колебаний, а также за счет выпаривания межклеточной жидкости, что приводит к дополнительному сжатию стенки кровоточащего сосуда. Радиоволновой метод относится к бесконтактным

физическим воздействиям, что проявляется в отсутствии приваривания электрода к слизистой оболочке и тромбированной крови, а благодаря тропности радиоволны к жидкости появляется возможность коагуляции субстрата кровотечения через тромб.

Для радиоволнового гемостаза используются электроды с шариковым (шарообразным) или цилиндрическим наконечником (рис. 60).



Рис. 60. Радиоволновые электроды ("МИТ")

Антенная пластина устанавливается по принципу максимальной близости к электроду. При наличии субстрата кровотечения на передней стенке желудка в эпигастральной области, в случае расположения на задней стенке желудка в подлопаточной области слева. В случае продолжающегося кровотечения гемостаз удобно начинать в режиме фульгурации при установке регулятора

мощности 4,5 – 5,5. После прекращения кровотечения радиоволновой генератор переводится в режим коагуляции при установке регулятора мощности 3,5 – 4,5. Радиоволновой гемостаз сопровождается эффектом вскипания с изменением цвета обрабатываемой слизистой оболочки или крови на белый. При язвенной этиологии кровотечения язвенная поверхность обрабатывается электродом до появления равномерной коагуляционной плёнки. При наличии тромба электрод подводится в основание тромба, и гемостаз осуществляется через тромб. Радиоволновая коагуляция через тромб сопровождается "вскипанием" по периметру тромба и изменением его цвета на белый.

При сравнительном анализе радиоволнового и электрохирургического гемостаза при язвах желудка и двенадцатиперстной кишки (Харченко В.П., Синёв Ю.В., Бакулев Н.В., Наседкин Г.К., 2003) было выявлено, что они значительно отличаются по своему воздействию на ткань. В результате исследования были получены следующие интересные результаты. В течение первых суток после обработки язвенной поверхности радиоволной ширина коагуляционной плёнки в среднем составляет 100-130 мкм. Эта плёнка состоит из набухших и сливающихся между собой коллагеновых волокон и разрушенных клеточных элементов. Между этой зоной и интактной слизистой располагается переходный слой, толщиной 90 мкм. Признаков кровоизлияний и нарушений микроциркуляции не выявляется. Электрокоагуляция вызывает коагуляционный некроз толщиной 1500 – 2000 мкм, а в более глубоких слоях выраженный тканевой отёк и повышенное кровенаполнение сосудов. Через 3 суток при исследовании слизистой, обработанной радиоволной, в переходной зоне определяется лейкоцитарный вал, а по зоне коагуляции появляются очаги регенерации. После электрокоагуляции в эти сроки отмечено расширение слоя некроза приблизительно на 50 мкм, наличие выраженного лейкоцитарного вала и признаков нарушения микроциркуляции (выраженная воспалительная реакция с минимальными признаками регенерации). При анализе гистологического материала на 10-е сутки после радиоволнового воздействия отмечена эпителизация 95% дефектов слизистой. В случае электрокоагуляции в дне язвы сохраняются очаги некроза, налёт фибрина, массивные скопления коагуляционных волокон, что говорит о более грубом рубцевании дефектов.

Таким образом, радиоволновой гемостаз позволяет не только надёжно остановить кровотечение, но и сопровождается минимальной травмой тканей, что способствует активной эпителизации с минимальным рубцеванием и что выгодно отличает радиоволновое воздействие от электрохирургического.

Местная радиоволновая терапия гастродуоденальных язв является вспомогательной процедурой, ускоряющей очищение и заживление язвенных дефектов в максимально благоприятных условиях при соблюдении всех принципов консервативной противоязвенной терапии. Для этой цели могут быть использованы цилиндрические или шариковые электроды. Режимы работы "Сургитрона" – коагуляция, при регуляторе мощности – 1,5 – 2. Антенная пластина устанавливается в зависимости от локализации субстрата кровотечения по принципу максимальной близости к электроду. Количество сеансов – от 1 до 3, через 1–2 дня. В процессе радиоволновой терапии обрабатывается вся язвенная поверхность и

периферическая слизистая от 5 до 15 мм вокруг дефекта. Местное радиоволновое лечение гастродуоденальных язв сопровождается стерилизацией обрабатываемой поверхности, усилением ангионеогенеза и стимуляцией местной микроциркуляции.

Радиоволновая расширенная эндоскопическая биопсия. Методика заключается в следующем.



Рис. 61. Радиоволновой биопсийный захват ("МИТ")

Дистальный конец радиоволновой цапки (рис. 61) выполнен в виде тройной лапки, каждая ножка которой выполнена из стальной проволоки с загнутыми внутрь краями. Каждая ножка покрыта слоем диэлектрика. В раскрытом виде ножки лапки разведены в стороны, с расстоянием между краями до 1 см. При выдвигании лапки из катетера вместе с

ножками выдвигается петля, имеющая дугообразный изгиб. Петля и лапки зафиксированы в основании и двигаются вместе. Петля соединена с радиоволновым генератором. При закрывании ножки лапки сдвигаются в одной точке и захватывают участок слизистой, удерживая его благодаря заостренным кончикам на конце каждой ножки. При этом петля срезает подтянутый вверх кусочек слизистой оболочки. Параметры работы "Сургитрона" – режим разрез+коагуляция, регулятор мощности – 3,5. Благодаря хирургическим свойствам радиоволны разрез сопровождается минимальной травмой окружающих тканей, обеспечивая надёжную коагуляцию. По сравнению с традиционной щипцовой биопсией метод позволяет повысить диагностическую ценность исследования.

Папиллосфинктеротомия радиоволновым способом выполняется специально разработанными клювообразными электродами, однако широкого распространения методика пока не имеет.

Таким образом, радиоволновая хирургия, получившая в последние годы распространение в эндоскопии, обладает очевидными преимуществами, наиболее существенным из которых является сочетание высокой эффективности с безопасностью. Минимальная травма окружающих тканей и ускоренные репаративные процессы делают радиохимию весьма перспективным способом ВЧ воздействия. С большой долей вероятности можно предположить, что дальнейшее освоение методики, разработка нового инструментария приведут к расширению показаний и появлению новых технологий в эндоскопической радиохимию.

Вопросы для самопроверки и обсуждений

Раздел III. Радиоволновая хирургия

1. Что такое радиоволновая хирургия? В чём заключается основное отличие радиоволновой хирургии от электрохирургии?
2. Какой спектр частот переменного тока использует радиоволновая хирургия?
3. Каким образом следует размещать антенную пластину на теле пациента?
4. В чём состоит отличие антенной пластины в радиоволновой хирургии от электрода пациента в электрохирургии?
5. Каков механизм радиоволнового воздействия?
6. Каковы особенности воздействия радиоволны на ткань? Чем отличается радиоволновая хирургия от электрохирургии по своему воздействию на ткань?
7. В чём заключаются основные преимущества радиоволновой хирургии? Каковы недостатки радиоволнового воздействия?
8. Каковы области применения радиоволнового воздействия в эндоскопии?

9. Каким образом апплицируется антенная пластина на теле пациента? Какими принципами руководствуются при выборе места аппликации антенной пластины при различных видах радиоволнового воздействия?
10. Какова техника выполнения радиоволновой полипэктомии? Назовите установки режима и мощности прибора "Сургитрон" для полипэктомии. В чём заключаются отличия радиоволновой полипэктомии от электроэксцизии полипа?
11. Какова техника выполнения радиоволнового эндоскопического гемостаза? Назовите установки режима и мощности прибора "Сургитрон" для гемостаза при продолжающемся и состоявшемся кровотечении. Каковы особенности радиоволнового гемостаза по сравнению с электрокоагуляцией?
12. В чём заключается местное радиоволновое лечение гастродуоденальных язв?

Коллекция ссылок на Интернет-ресурсы

Раздел III. Радиоволновая хирургия

1. ellmanRus. Радиохирургические приборы СУРГИТРОН – <http://www.surgitron.net>
Публикации по радиоволновой хирургии (требуется регистрация) –
<http://www.surgitron.net/articles.php>
2. Диантек – российский сайт проекта ДИАНТЕК. Публикации по радиоволновой хирургии –
<http://www.diantec.ru/analysis/>

Раздел IV. Методики оперативной эндоскопии

- Тема 9. Эндоскопическая полипэктомия и резекция слизистой оболочки
 - 9.1 Подготовка к эндоскопической полипэктомии и резекции слизистой оболочки
 - 9.2 Эндоскопическая полипэктомия
 - 9.3 Эндоскопическая резекция слизистой оболочки
 - 9.4 Осложнения полипэктомии и резекции слизистой оболочки и их профилактика
- Тема 10. Эндоклипирование
- Тема 11. Эндоскопический гемостаз
 - 11.1 Необходимые условия для выполнения эндоскопического гемостаза
 - 11.2 Методы эндоскопического гемостаза

Тема 9. Эндоскопическая полипэктомия и резекция слизистой оболочки

9.1 Подготовка к эндоскопической полипэктомии и резекции слизистой оболочки

Приподнимание (элевация) полипа или участка изменённой слизистой. Важной предпосылкой для осуществления успешной и безопасной полипэктомии или резекции слизистой оболочки является предварительное приподнимание (элевация) поражённого участка (полипа или изменённой слизистой) с помощью электрохирургической петли (или подслизистой инъекции) таким образом, чтобы он отчётливо выступал (приподнимался) над мышечным слоем. Слизистая оболочка при этом должна смещаться относительно мышечного слоя (симптом "шатра", или симптом поднятия, *lifting sign*). Увеличение расстояния между образованием и мышечным слоем снижает риск термического повреждения и перфорации стенки. Более того, сам факт того, что поражённый участок может быть приподнят и смещён относительно мышечного слоя (положительный симптом поднятия), является важным диагностическим критерием.

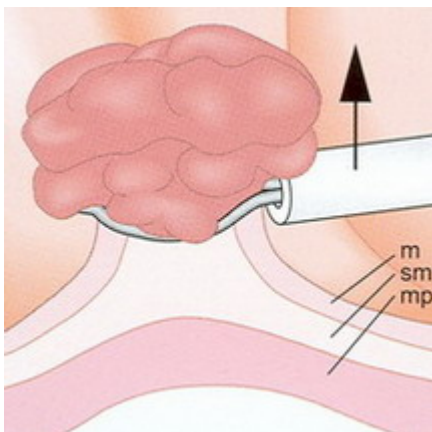


Рис. 62. Приподнимание полипа с помощью петли [52]

Отсутствие возможности приподнять поражённый участок (отрицательный симптом) с большой долей вероятности указывает на злокачественность поражения с инфильтративным ростом (с инфильтрацией и прорастанием в подслизистый слой). Рис. 62 демонстрирует приподнимание полипа с помощью полипэктомической петли, полип при этом свободно приподнимается и смещается относительно мышечного слоя (m – mucosa, слизистая оболочка; sm – submucosa, подслизистый слой; mp – muscularis propria, мышечная оболочка).

Подслизистая инъекция. Инъекция в подслизистый слой раствора (например, физиологического раствора) даёт несколько преимуществ.

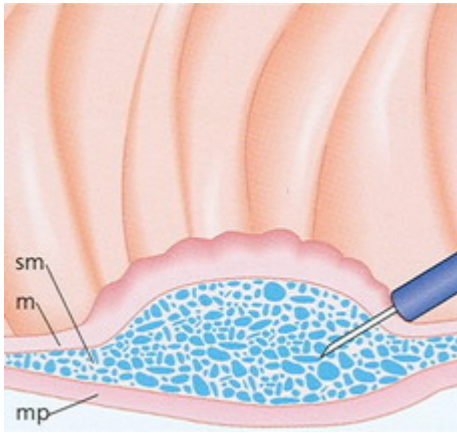


Рис. 63. Подслизистая инъекция [52]

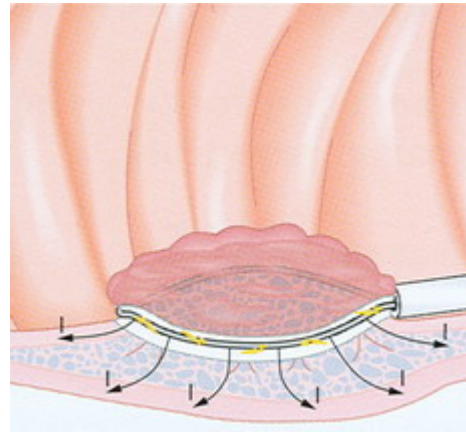


Рис. 64. Снижение риска термической травмы при подслизистой инъекции [52]

Во-первых, она позволяет увеличить расстояние между поражённой тканью, которую следует удалить, и мышечным слоем (рис. 63). Благодаря высокой электро- и теплопроводности инъецированного раствора, подаваемый электрический ток будет равномерно распределяться внутри созданной "подушки". Это приводит к уменьшению плотности тока и созданию своеобразного слоя термоизоляции (рис. 64). Таким образом, снижается риск перфорации.

Во-вторых, после подслизистой инъекции участок изменённой слизистой лучше визуализируется, и его легче захватить петлёй (или другим инструментом). Это особенно актуально в случае плоских или незначительно возвышающихся поражений, особенно при их локализации в труднодоступных участках или за складками слизистой оболочки.

Более того, инъекция в подслизистый слой позволяет осуществить профилактику кровотечения путём механической тампонады, а также медикаментозную профилактику при условии добавления в раствор сосудосуживающих препаратов (раствора адреналина).

Позиционирование электрохирургической петли. При позиционировании электрохирургической петли для профилактики осложнений (кровотечения, перфорации) необходимо соблюдать следующие правила и меры предосторожности:

- При наложении петли следует держать её параллельно стенке органа; затем необходимо медленно закрыть петлю на образовании (полипе) и приподнять её (а вместе с ней и полип) параллельно стенке (рис 65,а).

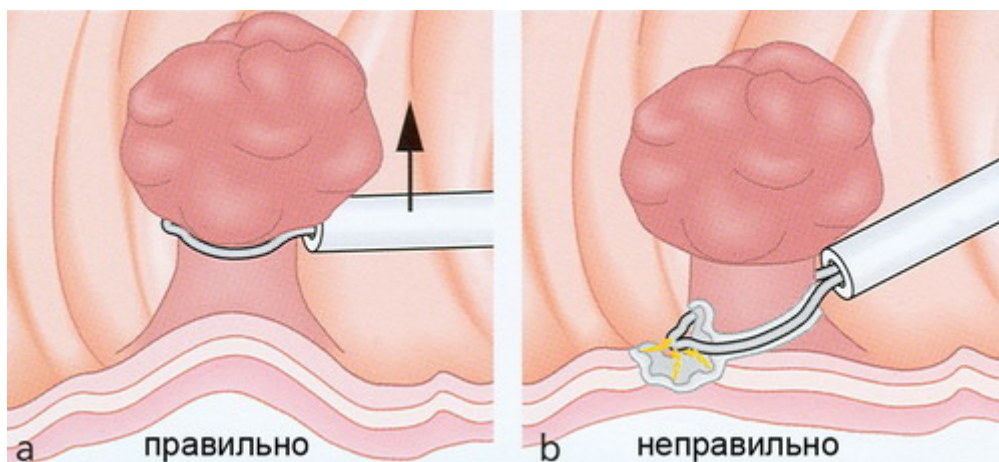


Рис. 65. Позиционирование электрохирургической петли [52]

- Важно избегать одностороннего контакта кончика полипэктомической петли со стенкой (рис. 65,b), так как это может привести к глубокой термической травме (и даже перфорации, особенно если это более тонкая стенка толстой кишки).
- Обязателен визуальный контроль при затягивании петли: если захвачено слишком много ткани, так что внутри петли оказалась часть стенки, то петлю необходимо открыть и наложить её заново с соблюдением всех правил (рис. 66).

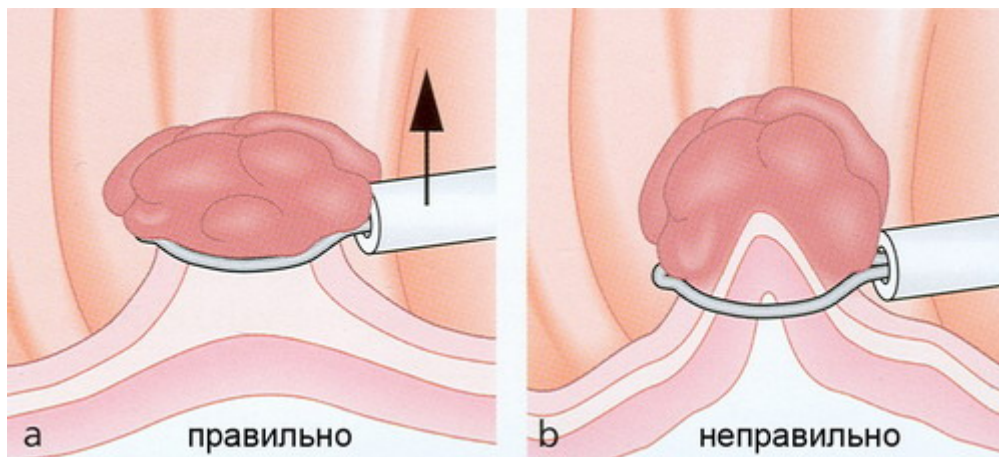


Рис. 66. Контроль количества захваченной ткани при наложении петли [52]

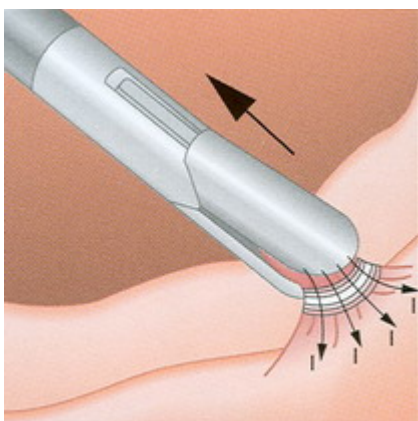
- Важно избегать чрезмерной тракции и быстрого затягивания электрохирургической петли, так как это может привести к механическому срезанию полипа без коагуляции, что в свою очередь повысит риск кровотечения.

Специфические особенности петельных электродов. Монофиламентные петли (из одной нити, или струны) имеют меньшую площадь контакта с тканью, чем полифиламентные (плетёные) петли того же диаметра; в результате при использовании монофиламентной петли эффект коагуляции меньше. Диаметр струны влияет на степень коагуляции. При уменьшении диаметра струны эффект коагуляции уменьшается, а эффект резания усиливается. Монофиламентные петли более жёсткие по сравнению с полифиламентными, что делает их более удобными для захватывания ткани.

9.2 Эндоскопическая полипэктомия

Пре-коагуляция. Для снижения риска кровотечения рекомендуется выполнять предварительную коагуляцию (в режиме форсированной коагуляции) перед [эксцизией](#) полипов на ножке или полипов размерами более 10 мм.

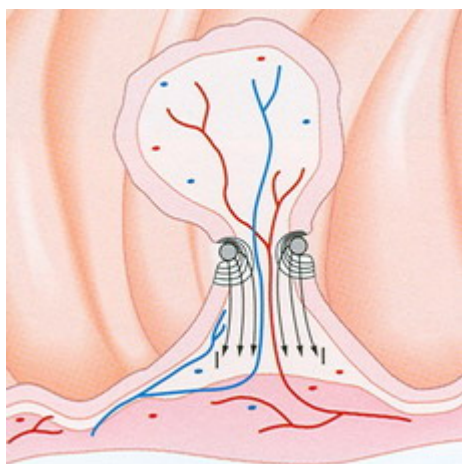
Небольшие полипы. Полипы размерами менее 5 мм могут быть удалены с помощью щипцов для горячей биопсии.



С этой целью рекомендуется использовать режим [форсированной коагуляции](#), что позволит сохранить ткань для гистологического исследования. Полип захватывается щипцами, затем с помощью тракции приподнимается над стенкой, и только после этого подаётся энергия. Зона коагуляции формируется между дистальными концами чашечек щипцов и тканью (рис. 67).

Рис. 67. Удаление полипа с помощью щипцов для горячей биопсии [52]

Полипы на ножке. Полипы на ножке размерами 5-15 мм (имеются в виду размеры собственно "головки" полипа) могут быть удалены с использованием смешанного режима резания и коагуляции или режима форсированной коагуляции. Некоторые электрохирургические генераторы имеют предустановленный режим, предназначенный специально для полипэктомии. Очень удобным режимом является ENDO CUT, которым оснащены ВЧ генераторы ERBE. Полипэктомическая петля должна быть наложена ближе к "головке" полипа на некотором расстоянии от стенки (соблюдение этого условия является наиболее важным в толстой кишке).



По мере того как коагуляция становится макроскопически видимой, петля должна постепенно затягиваться (рис. 68). Слишком интенсивная коагуляция в области основания полипа при неоправданно высокой мощности повышает риск перфорации стенки.

Удаление полипов размерами более 15 мм всегда сопряжено с повышенным риском развития кровотечения. В таких случаях рекомендуется проводить профилактику кровотечения с помощью предварительной подслизистой инъекции в основание полипа, коагуляции ножки, а также с помощью механического лигирования или клипирования ножки.

Рис. 68. Продольный срез полипа на ножке [52]

Воздействие ВЧ тока может привести к высушиванию, "сморщиванию" и, как следствие, некоторому укорочению ножки полипа (рис. 69). В связи с этим линия предполагаемой резекции не должна проходить слишком близко к стенке во избежание её перфорации.

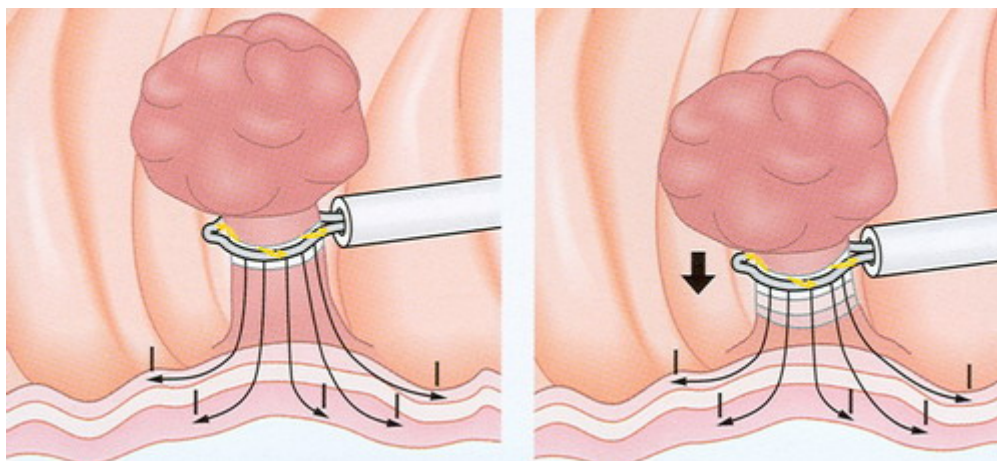


Рис. 69. Укорачивание ножки полипа под действием ВЧ тока [52]

При очень больших полипах иногда бывает трудно отдифференцировать границу между ножкой полипа и стенкой (чаще это случается в толстой кишке). В таких случаях рекомендуется линию резекции проводить у "головки" полипа.

Полипы на широком основании. При удалении полипов на широком основании предварительная подслизистая инъекция в основание полипа является обязательной. При удалении больших, незначительно приподнятых полипов на широком основании прибегают к удалению образования по частям или используют технику эндоскопической резекции слизистой. Если после резекции остаются

участки не удалённой изменённой ткани, можно выполнить дополнительную [абляцию](#) с использованием [АПК](#).

9.3 Эндоскопическая резекция слизистой оболочки

Методика эндоскопической резекции слизистой оболочки (EMR – Endoscopic Mucosal Dissection) разработана в Японии более 20 лет назад и признана во многих странах операцией выбора при лечении раннего рака. Техника выполнения [EMR](#) состоит из следующих этапов:

1. Хромоскопия – выполняется перед EMR для определения точных границ новообразования; в качестве красителя часто используется индигокармин.
2. Маркировка – по периферии образования наносят метки с помощью электрокоагуляции или [АПК](#).
3. Подслизистая инъекция под основание опухоли с целью приподнимания образования и увеличения расстояния между слизистой оболочкой и мышечным слоем. Для подслизистой инъекции используется, в частности, физиологический раствор с добавлением адреналина и индигокармина (для лучшей визуализации и более надёжного контроля глубины резекции и, соответственно, большей безопасности), а также гипертонические растворы различного состава.
4. Собственно иссечение слизистой, или EMR, которое может быть выполнено различными способами.
5. Извлечение резецированной слизистой, контроль состояния послеоперационной раны и полноты резекции, при необходимости дополнительная [абляция](#), гемостаз, клипирование.

[EMR](#) может быть выполнена следующими наиболее распространёнными способами:

- EMR с помощью диатермической петли, или петельная электроэксцизия (inject and cut technique) (рис. 71A).
- Strip-биопсия – EMR с использованием двухканального эндоскопа, с помощью биопсийных щипцов и диатермической петли (inject, lift and cut technique) (рис. 71B).
- EMR с использованием дистального колпачка (EMRC – EMR Cup-assisted). При этой методике на дистальном конце эндоскопа фиксируется прозрачный пластиковый эластичный колпачок, внутри которого помещается диатермическая петля. С помощью колпачка производится аспирация поражённой слизистой с одновременным наложением петли. После захвата слизистой петлёй последняя закрывается, аспирация прекращается, и выполняется электроэксцизия (рис. 70, 71C).



Рис. 70. EMR с использованием дистального колпачка [\[52\]](#)

- EMR с лигированием (EMRL – EMR with Ligation) (рис. 71D). В этом случае используется дистальный колпачок с лигирующим устройством и лигатурами; после лигирования выполняется петлевая электроэксцизия.

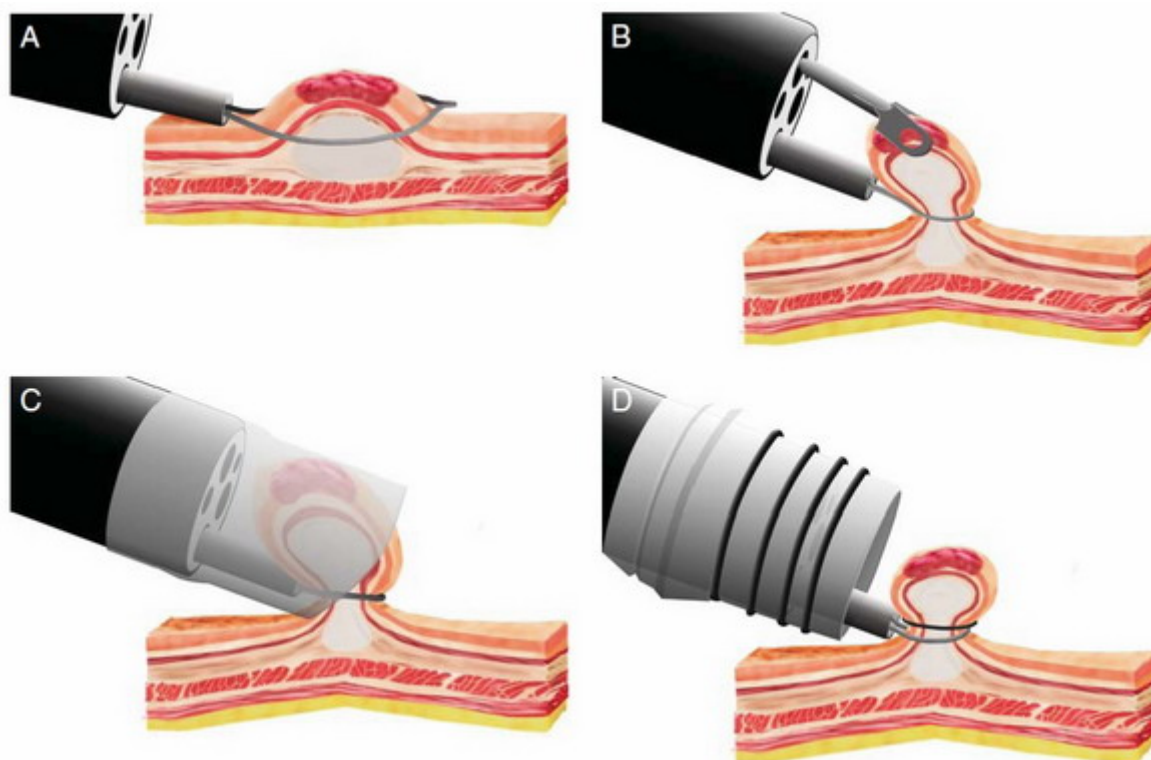


Рис. 71. Методики EMR [104]

Перечисленные методики EMR не позволяют удалить новообразование одним блоком при протяжённости поражения более 15-20 мм. Эту проблему позволяет решить новая разработанная методика эндоскопической диссекции в подслизистом слое (ESD – Endoscopic Submucosal Dissection).

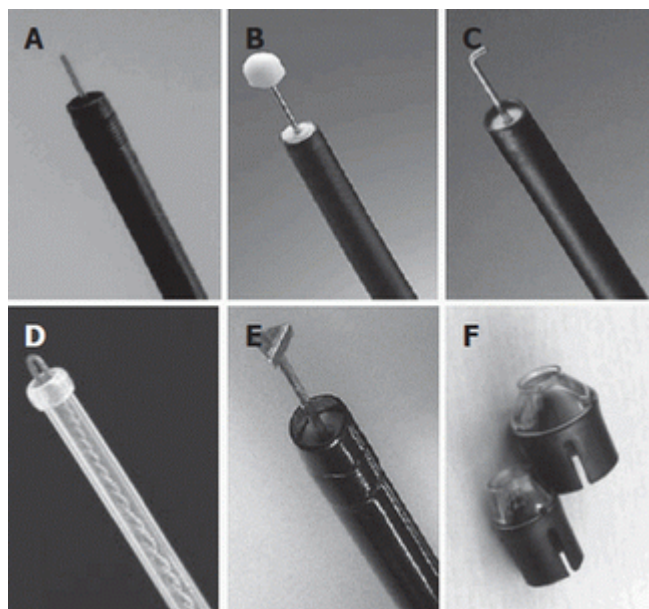


Рис. 72. Устройства для ESD [74]

Преимуществом [ESD](#) является возможность выполнения резекции раннего рака единым блоком при поражениях протяжённостью более 2 см, любой конфигурации, даже после неудачной [EMR](#). Для [ESD](#) используются электроножи различной конфигурации (рис. 72): игольчатый (needle knife, рис 72A), с изолирующим наконечником (insulation-tipped knife, рис. 72B), в форме крючка (hook knife, рис 72C), треугольной формы (triangle-tip knife рис. 72E). Суть методики заключается в циркулярном рассечении слизистой с помощью электроножа по периферии поражения в пределах здоровой ткани с последующим отсепаровыванием ([диссекцией](#)) поражённого участка на уровне подслизистого слоя. Отсепаровывание, удаление поражённой слизистой может быть выполнено с помощью диатермической петли (рис. 73) или с применением специальных разработанных для этих целей электроножей (см. рис. 72).

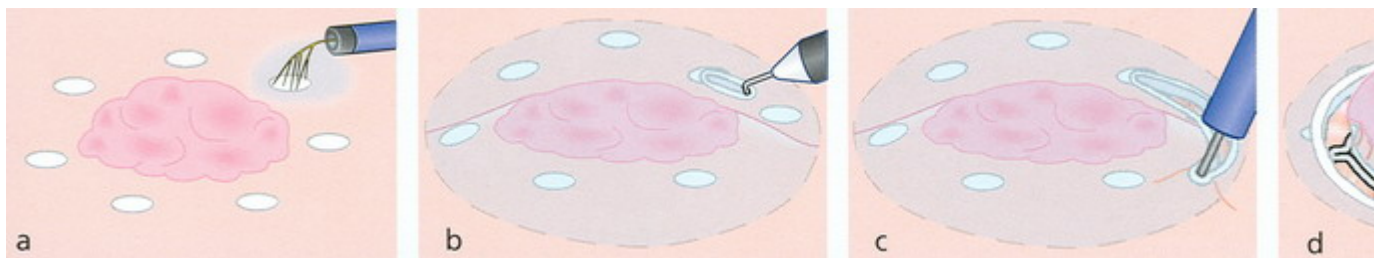


Рис. 73. Методика ESD [52]

9.4 Осложнения полипэктомии и резекции слизистой и их профилактика

Возможные осложнения эндоскопической электрохирургической полипэктомии и резекции слизистой оболочки:

1. Кровотечение:
 - интраоперационное (первичное);
 - отсроченное (вторичное).
2. Перфорация:
 - вследствие механической травмы;
 - вследствие термического некроза.
3. Термическая электрохирургическая травма вне зоны эксцизии.

Кровотечение во время полипэктомии может быть обусловлено недостаточной коагуляцией ножки полипа при неправильно выбранном электрохирургическом режиме или слишком быстрым и сильным затягиванием электрохирургической петли, которое может привести к механическому срезанию полипа без коагуляции. Для профилактики кровотечения необходимо соблюдать следующие правила:

- перед [эксцизией](#) выполнять подслизистую инъекцию физиологического раствора (с добавлением адреналина) под основание полипа, предварительную коагуляцию ножки полипа, при больших размерах полипа (более 15 мм) рекомендуется лигирование или клипирование;
- правильно выбирать электрохирургический режим для эксцизии: смешанный (коагуляция+резание, blend), предустановленные режимы полипэктомии на некоторых [ВЧ](#) генераторах, режим ENDO CUT (ERBE) с чередованием циклов разреза и коагуляции.
- не выполнять чрезмерной механической тракции полипа, не затягивать петлю слишком быстро и сильно, чтобы не допустить механического срезания полипа без электрокоагуляции.

Отсроченное кровотечение чаще развивается в сроки до 12 часов после полипэктомии и бывает обусловлено отторжением коагуляционного струпа.

Кровотечения, безусловно, чаще встречаются после [EMR](#) и особенно [ESD](#) вследствие больших объемов резекции, для гемостаза может быть использован весь арсенал имеющихся средств: [эндоклипирование](#), [АПК](#), электрокоагуляция.

Перфорация может развиваться при нарушении техники и неправильном позиционировании полипэктомической петли и захватывании слишком большого объема ткани вместе со стенкой.

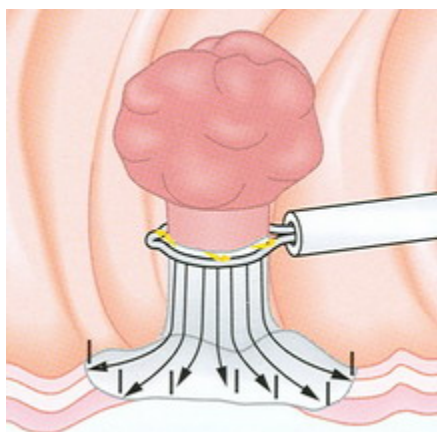


Рис. 74. Термическая травма стенки при чрезмерной мощности [52]

Причиной перфорации, связанной с электрохирургической травмой, может послужить неправильно выбранный режим со слишком высокой мощностью, что может привести к глубокому коагуляционному некрозу с последующей перфорацией (рис. 74). Перфорация при этом может носить двухмоментный характер и развиваться спустя несколько часов после вмешательства. Для профилактики перфорации необходимо строгое соблюдение техники операции, обязательная подслизистая инъекция, полный визуальный контроль в течение всего вмешательства.

Термическая электрохирургическая травма вне зоны эксцизии может произойти по различным причинам. Слишком сильная тракция полипа вверх может привести к вытягиванию и сужению ножки полипа у его основания (то есть к уменьшению площади поперечного сечения) с увеличением плотности тока в этой области (рис. 75). Как результат может произойти коагуляция (и, потенциально, инцизия) на некотором расстоянии от диатермической петли.

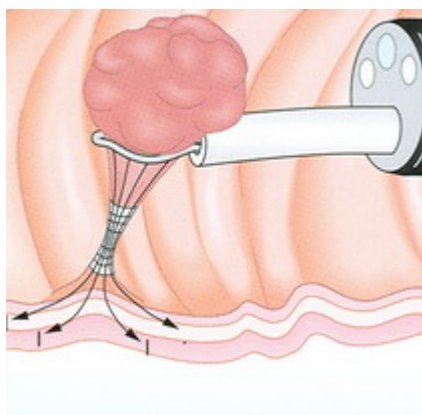


Рис. 75. Увеличение плотности тока в области сужения при чрезмерной тракции [52]

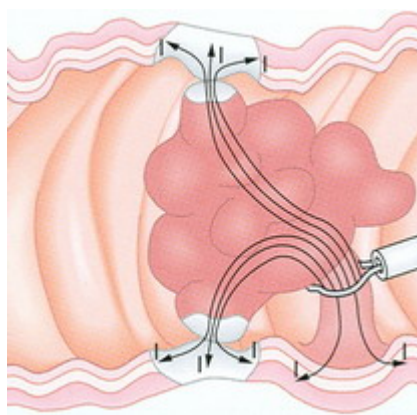


Рис. 76. Ожог стенки в области контакта полипа [52]

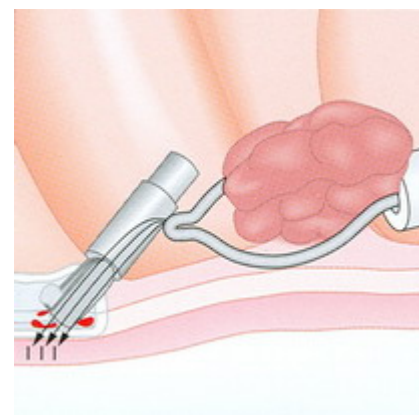


Рис. 77. Ожог в области контакта с металлической клипсой [52]

Контакт полипа со стенкой кишки может привести к неконтролируемому распространению электрического тока и возможному ожогу в области контакта (рис. 76), особенно в случае применения высокой мощности. При этом согласно принципам электрохирургии, чем меньше площадь контакта, тем больше вероятность ожога. Ожог может также произойти при неконтролируемом контакте активированной петли со слизистой оболочкой. В случае присутствия металлических клипс нельзя допускать случайного контакта активированной диатермической петли с клипсой (рис. 77).

Таким образом, основой профилактики осложнений при электрохирургической полипэктомии и резекции слизистой является строгое соблюдение методики вмешательства, а также знание и соблюдение принципов безопасности электрохирургии. Перспективным в плане повышения безопасности вмешательства является применение радиохирургических технологий, в частности радиоволновой полипэктомии.

Тема 10. Эндоклипирование

Эндоклипирование была разработано и впервые применено в гибкой эндоскопии Hayashi et al. и Kuramata et al. в 1975 г. Первые устройства для эндоклипирования были громоздкими, нуждались в

перезарядке после каждого освобождения клипсы, не давали возможности адекватно позиционировать клипсу, в связи с чем возникали большие сложности и ограничения в их практическом использовании. С тех пор технология сделала значительный шаг вперед, усовершенствованный дизайн устройств сделал их более простыми, удобными и управляемыми, что обеспечило им высокую эффективность и широкое распространение в клинической практике. В 1995 г. появились устройства для эндоклипирования с возможностью вращения, что существенно облегчило позиционирование клипс.

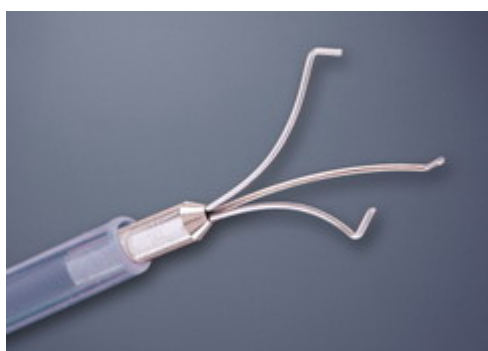
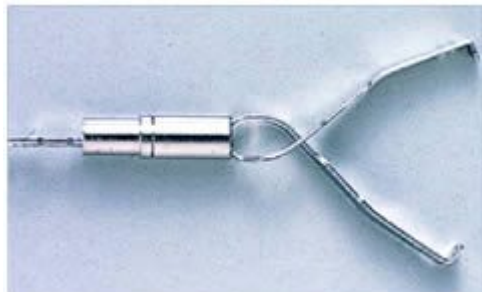


Рис. 78. Клипсы (Olympus, Wilson-Cook)

В настоящее время доступны клипсы разнообразных размеров, форм и даже цвета в зависимости от того, для каких клинических целей они предназначены (рис. 78).

С целью эндоскопического гемостаза эндоклипирование (гемоклипирование) применяется уже около 30 лет и хорошо зарекомендовало себя при кровотечениях различной этиологии, в том числе активных артериальных. Показания к применению клипирования в последние годы существенно расширились. В литературе описано применение эндоклипирования в самых различных ситуациях по следующим показаниям:

1. Остановка гастроинтестинальных кровотечений из различных источников:
 - язвенное кровотечение;
 - поражение Дьюлафуа;
 - синдром Мэллори-Вейсса;
 - кровотечение из дивертикулов двенадцатиперстной кишки;
 - кровотечение из дивертикулов толстой кишки;
 - кровотечение после полипэктомии;
 - локальные кровотечения при язвенном колите.
2. Фиксирование зондов, катетеров, стентов к стенке пищеварительного тракта для предотвращения миграции:
 - назоеюнальный зонд для кормления;
 - манометрический катетер толстой кишки;
 - пищеводные стенты (у пациентов с пищеводно-трахеальными свищами или дефектами стенки при отсутствии стриктуры пищевода).
3. Закрытие перфораций и фистул пищеварительного тракта:
 - ятрогенные перфорации пищевода, желудка, двенадцатиперстной и толстой кишки после эндоскопических вмешательств;
 - несостоятельности анастомозов и фистулы после хирургических вмешательств.
4. Техника "clip and cut" (предварительное эндоклипирование перед выполнением разреза):
 - клипирование перед удалением гигантских полипов;
 - клипирование перед выполнением дивертикулэктомии;
 - клипирование с целью облегчения канюляции холедоха при интрадивертикулярном расположении папиллы.
5. Эндоклипирование с целью маркировки (оставление меток для облегчения последующих вмешательств):

- перед выполнением ангиографии (описано сочетанное применение колоноскопии с оставлением клипсы и ангиографии для точной локализации источника рецидивирующего кровотечения);
- для облегчения фокусировки при лучевой терапии рака;
- для помощи в определении границ резекции во время хирургического вмешательства;
- маркировка границ пищевода перед рентгенологическим исследованием функции пищевода (при ГЭРБ – гастроэзофагеальной рефлюксной болезни).

Среди перечисленных показаний самую важную роль, несомненно, играет использование эндоклипирования для гемостаза и с целью закрытия, или “ушивания”, различного рода перфораций и дефектов стенки пищеварительного тракта.

Специалисты, владеющие методами оперативной эндоскопии, могут рассекать, коагулировать, дилатировать, стентировать, но до последнего времени не имели возможности соединять ткани посредством шва. Появление эндоклипирования стало первым шагом в этом направлении и дало толчок развитию новой технологии производства сшивающих аппаратов, предназначенных для использования в гибкой эндоскопии. Эндоклипирование даёт возможность осуществления истинного ушивания дефекта, приближаясь, по сути, к хирургическому шву. Появление такого инструмента в АРСенале оперативной эндоскопии, вне всякого сомнения, значительно расширило её возможности и перспективы.

Тема 11. Эндоскопический гемостаз

Гастродуоденальное кровотечение является одним из важнейших показаний к неотложному эндоскопическому вмешательству, главной целью которого является обнаружение источника кровотечения и выполнение эндоскопического гемостаза.

11.1 Необходимые условия для выполнения эндоскопического гемостаза

Для осуществления эффективного и безопасного гемостаза, особенно при наличии клинической картины продолжающегося кровотечения, необходимо соблюдение ряда важных условий, относящихся как к организации процесса в целом, так и к техническому обеспечению. Эндоскопическое вмешательство, выполняемое с целью остановки кровотечения, является технически сложной, трудоёмкой, нередко длительной и дорогостоящей операцией, которая требует такого же внимания и подготовки, как и любая другая хирургическая операция. Несоблюдение этих условий может привести либо к неэффективности воздействия, либо, в худшем случае, нанести пациенту вред.

Эндоскопический гемостаз должен выполняться в условиях специально предназначенной для этих целей эндоскопической операционной, снабженной всем необходимым оборудованием с возможностью обеспечения полноценного реанимационно-анестезиологического пособия. Это условие, к большому сожалению, далеко не всегда выполнимо, однако стремиться к этому необходимо. Пациент должен быть соответствующим образом подготовлен. Выполнение предварительного промывания желудка является обязательным во всех без исключения случаях. Освобождение желудка от содержимого, крови и сгустков необходимо не только для того, чтобы обеспечить возможность эндоскопии, но и для предупреждения аспирации. У пациента должен быть установлен венозный катетер для обеспечения возможности проведения внутривенной инфузии и медикаментозной поддержки.

Вмешательство должно проводиться с анестезиологическим пособием, в условиях седации пациента. Это необходимо по многим причинам. Операция нередко длится долго и тяжело переносится пациентом, что проявляется беспокойством, возбуждением, усиленной перистальтикой и рвотными движениями. Как следствие – невозможность осуществить адекватный и полноценный гемостаз, выход из строя дорогостоящей аппаратуры и инструментария, в худших случаях – аспирация кровью или внутренние повреждения вплоть до перфорации стенки органа, особенно при использовании таких термических методов гемостаза, как лазерная фотокоагуляция, [АПК](#) или электрокоагуляция.

Эндоскопический гемостаз должен выполняться с использованием широко- или сверхширококанального эндоскопа с диаметром инструментального канала 3,7 и 6 мм соответственно с наличием отдельного канала подачи воды или двухканальным эндоскопом (рис. 79).

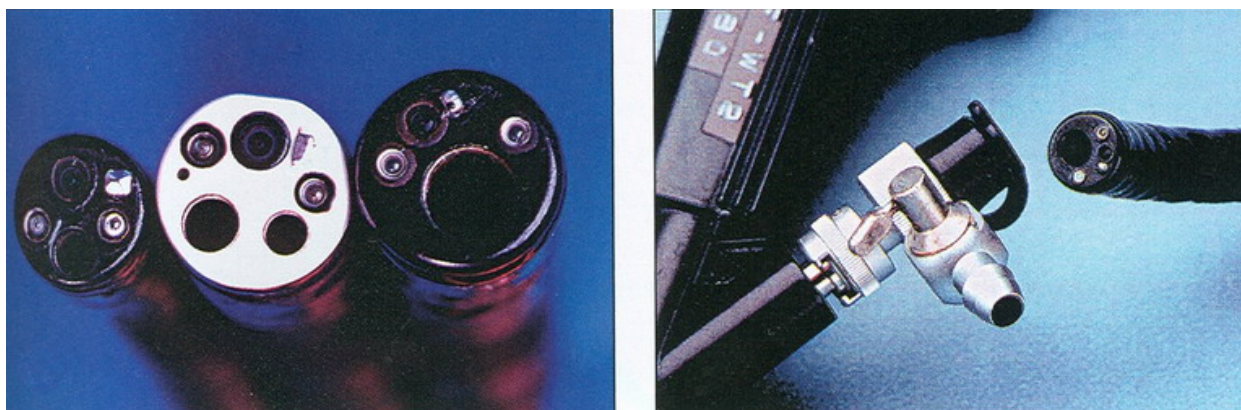


Рис. 79. Эндоскопы слева направо: диагностический (наружный диаметр 10 мм, канал 2,8 мм), двухканальный (диаметр 12 мм, каналы 3,3 и 2,8 мм), сверхширококанальный (диаметр 13 мм, канал 6 мм) [84]

Наличие широкого рабочего канала и возможности подачи воды через отдельный канал является обязательным для обеспечения эффективности и безопасности вмешательства. Рабочий канал диаметром 6 мм позволяет аспирировать и удалять из просвета желудка даже сгустки крови; при этом биопсийный порт сверхширококанального эндоскопа может быть использован одновременно в качестве второй линии аспирации (см. рис. 79). Особенно это актуально при активном кровотечении, когда происходит быстрое накопление крови и сгустков и требуется постоянная их аспирация и отмывание источника кровотечения, а также при использовании методов гемостаза, сопровождающихся инсуффляцией газа (лазера и АПК, о чём подробно рассказано в разделе, посвящённом АПК). Обязательным условием является также полная исправность эндоскопа, герметичность, электрическая изоляция, полноценные рабочие характеристики (исправность тяг с обеспечением полноценных поворотов изгибаемой дистальной части и маневренности эндоскопа).

Спектр применяемых на сегодняшний день методов эндоскопического гемостаза достаточно широк, каждый из методов имеет свои особенности и показания к применению. В целом все методы эндоскопического гемостаза можно разделить на три большие группы: инъекционные, термические и механические.

11.2 Методы эндоскопического гемостаза

Спектр применяемых на сегодняшний день методов эндоскопического гемостаза достаточно широк, каждый из них имеет свои особенности и показания к применению. В целом все методы эндоскопического гемостаза можно разделить на три большие группы: инъекционные, термические и механические:

1. Инъекционные методы гемостаза:
 - инъекции сосудосуживающих препаратов (раствор адреналина);
 - инъекции склерозантов (полидоканол 1%) или этанола;
 - инъекции фибринового клея.
2. Термические методы гемостаза:
 - монополярная электрокоагуляция (см. [видеофрагмент №2](#));
 - биполярная и мультиполярная электрокоагуляция;
 - термокаутеризация (электрокаутеризация, тепловая коагуляция);
 - лазерная фотокоагуляция;
 - аргонплазменная коагуляция (см. [видеофрагмент №3](#) и [видеофрагмент №4](#));

- радиоволновая коагуляция.
3. Механические методы гемостаза:
- эндоклипирование;
 - эндолигирование.

Инъекционные методы гемостаза. Инъекционный гемостаз при неварикозном кровотечении был впервые описан в 1976 г. (Soehendra N., Werner B.) и в настоящее время является наиболее распространённым, популярным и доступным методом остановки кровотечений. Инъекционный гемостаз может применяться как самостоятельный метод лечения, так и в комбинации с другими, чаще термическими, методами. В качестве инъекционных агентов используются растворы адреналина (эпинефрина), склерозанты, этанол, фибриновый клей. Подслизистое введение растворов осуществляется при помощи эндоскопической инъекционной иглы, препарат вводится паравазально и в основание сосуда, либо же инфильтрируются края язвенного дефекта (рис. 80).

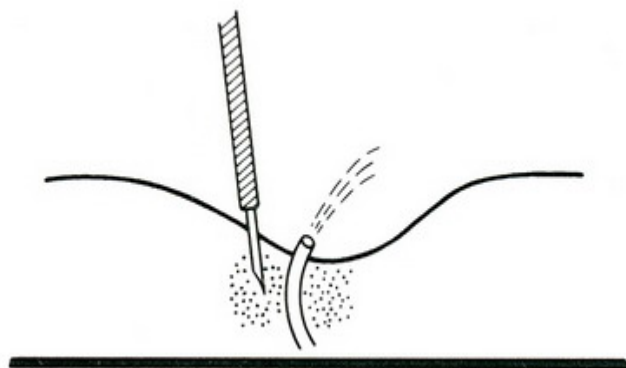
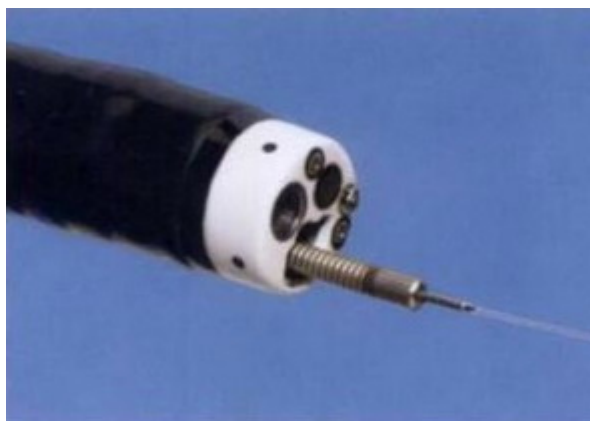


Рис. 80. Инъекционный гемостаз

Наиболее широко для подслизистых инъекций используется раствор адреналина (0,005% или 1:10 000), который вызывает местную вазоконстрикцию, агрегацию тромбоцитов и тампонаду объёмом (т.е. механически сдавливает сосуды). Адреналин не вызывает повреждение ткани и может быть использован в количестве до 10-20 мл. В качестве склерозантов наиболее часто используются полидоканол (этоксисклерол 1%), фибровейн, этаноламин, тетрадецил сульфат натрия. Этанол используется в высокой концентрации 96° – 98° (абсолютный спирт), что вызывает быструю дегидратацию ткани. Полидоканол и этанол вызывают асептический некроз, изъязвление с последующим развитием соединительной ткани и склерозированием сосудов; степень некроза ткани напрямую зависит от количества введённого препарата. Максимальный рекомендуемый объём введения для этанола составляет не более 2 мл, для полидоканола – не более 5 мл (в редких случаях не более 10 мл).

Инъекция фибринового клея для остановки кровотечения впервые описана в 1988 г., для инъекций используются специальные двойные иглы для одновременного введения фибринового клея и активатора; однако в нашей стране эта методика имеет ограниченное применение.

Термические методы гемостаза. Среди термических методов выделяют контактные (с возможностью коаптивной коагуляции) и бесконтактные методы воздействия. К термическим методам относятся: электрокоагуляция, термокаутеризация, лазерная фотокоагуляция, АПК и радиоволновая коагуляция.

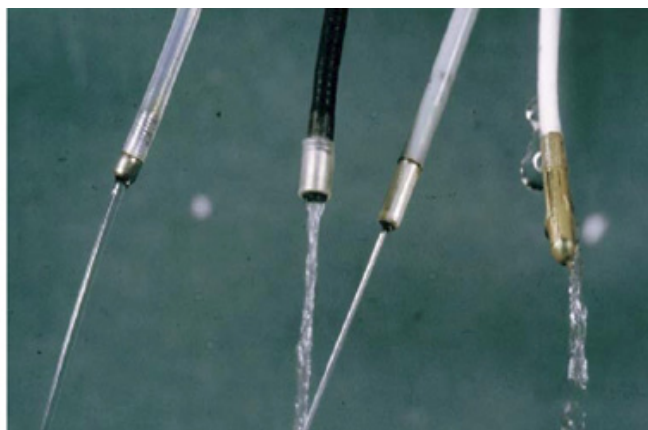


Рис. 81. Зонды для термического гемостаза, слева направо: комбинация инъекционной иглы и биполярного электрода (Boston Scientific), монополярный электрод, электрогидротермозонд, биполярный электрод, тепловой зонд heater probe [79].

Электрокоагуляция является наиболее давно применяемым методом, проверенным временем, универсальным и достаточно эффективным. Впервые монополярный зонд был применён для остановки кровотечения через гибкий эндоскоп в 1971 г. В настоящее время для коагуляции используются [монополярные](#) и [биполярные зонды](#), а также электроды с дополнительным водяным промыванием (рис. 81). Одним из вариантов биполярного является [мультиполярный зонд](#), на конце которого имеются три пары биполярных электродов.

По сравнению с монополярным электродом у би- и мультиполярных зондов энергия, необходимая для коагуляции тканей, лимитирована. Это ограничение имеет как преимущества, так и недостатки. Преимущество состоит в уменьшении глубины термического воздействия и, соответственно, в снижении риска перфорации, недостатком же является снижение коагуляционных способностей. Для более эффективного воздействия обычно рекомендуется применять биполярные зонды с большим диаметром. Ограничение мощности для монополярной коагуляции обычно устанавливается на уровне 60 Вт, для биполярной – 40 Вт.

Электрогидротермозонд – это монополярный зонд для коагуляции, на конце которого имеются отверстия; через них подаётся дистиллированная вода с помощью наружного насоса. Струя воды улучшает обзор, что способствует лучшему определению локализации источника кровотечения, а также препятствует прилипанию электрода к ткани.

Серьёзным недостатком монополярной коагуляции является невозможность ограничить глубину термодеструкции ткани, в связи с этим монополярная коагуляция всегда сопряжена с риском перфорации стенки. Клинический опыт свидетельствует, что монополярная коагуляция преимущественно показана при кровотечениях из хронических язв и опухолей. Биполярная коагуляция предпочтительна при кровотечениях из разрывов слизистой оболочки при синдроме Мэллори-Вейсса, острых язв, эрозий и других поражений, при которых отсутствуют выраженные рубцово-склеротические изменения тканей и не требуется (или опасна) глубокая коагуляция.

Метод [термокаутеризации](#) с помощью теплового зонда (heater probe), впервые представленный в 1978 г., в настоящее время получил широкое применение. Устройство для каутеризации состоит из самостоятельного источника энергии и теплового зонда. В отличие от электрокоагуляции термический эффект обусловлен воздействием не [ВЧ](#) тока, а разогреваемым до высоких температур (свыше 100°C, максимально до 250°C) наконечником термозонда, который контактирует с тканью. ВЧ ток при каутеризации через тело пациента не протекает. Дистальный конец зонда покрыт тефлоновой оболочкой для предотвращения прилипания к ткани. Воздействие осуществляется контактным способом с применением техники [коаптации](#). Метод коаптивной коагуляции состоит в сочетании умеренного механического давления (тампонады) с термическим воздействием, что приводит к “завариванию”

подлежащего сосуда (рис. 82). По данным литературы (в эксперименте на животных), с помощью коаптации тепловым зондом можно коагулировать артерии диаметром до 2,5 мм.

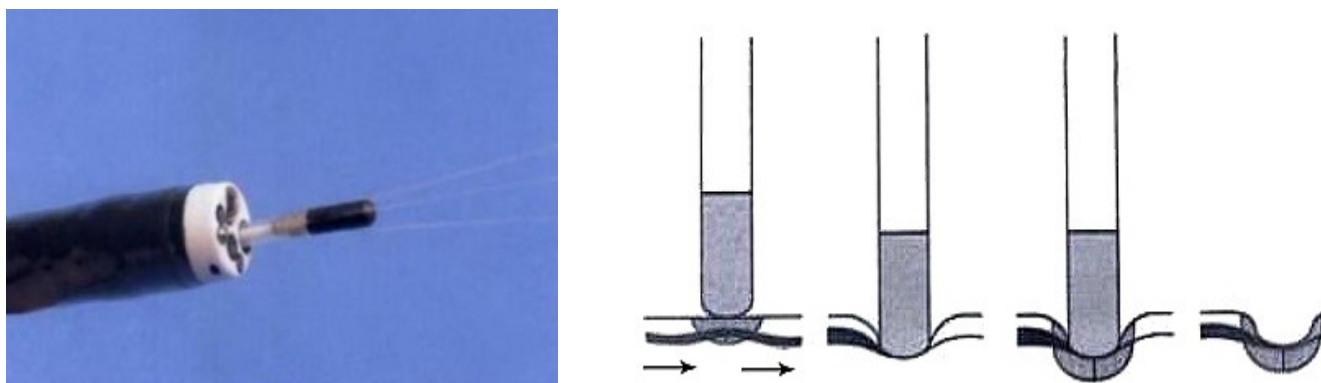


Рис. 82. Коаптивная коагуляция сосуда с помощью термозонда [87]

Лазерная фотокоагуляция с целью гемостаза в настоящее время применяется достаточно редко. В замену лазеру в качестве более безопасного, простого в освоении, эффективного и, к тому же, дешёвого метода поверхностного бесконтактного воздействия широко используется аргоноплазменная коагуляция, прекрасно зарекомендовавшая себя в последние годы. Технические особенности методики АПК описаны в соответствующем разделе. Наконец, совсем молодым, но весьма перспективным термическим методом эндоскопического гемостаза является радиоволновая коагуляция, о которой также рассказано в соответствующем разделе.

Механические методы гемостаза. С целью механического гемостаза применяется эндоклипирование (рис. 83) и лигирование (рис. 84).

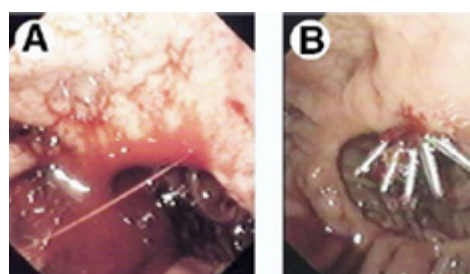
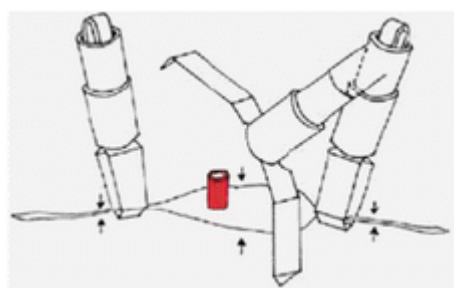


Рис. 83. Эндоклипирование [64]

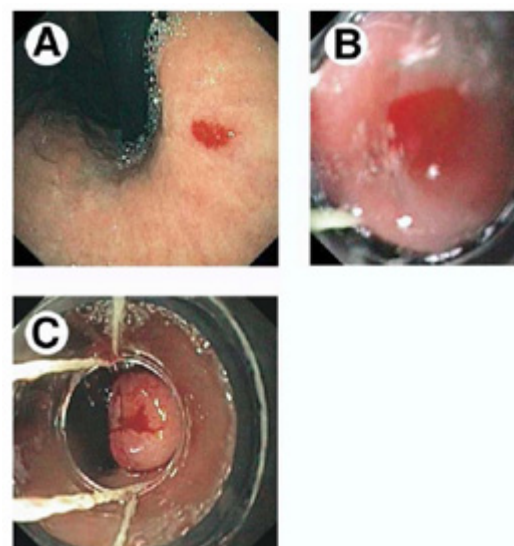
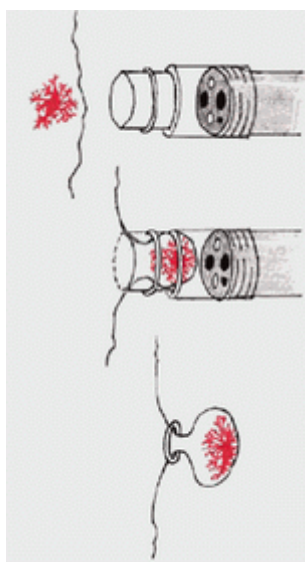


Рис. 84. Эндолигирование [64]

Клипирование с помощью металлических клипс и лигирование с применением специальных лигирующих устройств являются безопасными и достаточно эффективными методами гемостаза, особенно в случае "мягких поражений", при отсутствии фиброзных и склеротических изменений ткани (разрывы слизистой при синдроме Мэллори-Вейсса, острые язвы, поражения Дъелафуа и др.). В ряде случаев

клипирование позволяет не только остановить кровотечение, но и выполнить истинное ушивание дефекта слизистой оболочки.

Таким образом, на сегодняшний день в арсенале эндоскопии имеется достаточно большое количество мощных высокотехнологичных средств, которые позволяют остановить кровотечение во многих самых сложных ситуациях. Залогом для возможности осуществления эффективного гемостаза является совокупность ряда факторов: наличие специалистов, владеющих различными методиками остановки кровотечения, наличие соответствующего оборудования и инструментария (позволяющих использовать несколько различных методов гемостаза или их комбинацию в зависимости от клинической ситуации), наличие соответствующих операционных ("терапевтических", ширококанальных) эндоскопов, наличие адекватного анестезиологического пособия. Результатом приложенных совместных усилий при этом будет, в конечном счёте, уменьшение количества травмирующих хирургических операций и сохранённые человеческие жизни.

Вопросы для самопроверки и обсуждений

Раздел IV. Методики оперативной эндоскопии

1. Какими способами может быть осуществлена эндоскопическая полипэктомия?
2. С какой целью выполняется подслизистая инъекция перед полипэктомией и резекцией слизистой оболочки?
3. Каковы правила и меры предосторожности при позиционировании электрохирургической петли при выполнении полипэктомии?
4. Каковы этапы выполнения эндоскопической полипэктомии? Опишите технику электроэксцизии полипа.
5. Каковы технические особенности удаления крупных полипов размерами более 15 мм?
6. Каковы этапы выполнения эндоскопической резекции слизистой (EMR)?
7. Каковы наиболее распространённые на сегодняшний день способы (методики) эндоскопической резекции слизистой?
8. Какие условия являются ограничением для выполнения EMR?
9. Что собой представляет методика эндоскопической диссекции в подслизистом слое (ESD) и в чём её отличие от EMR?
10. Каковы возможные осложнения эндоскопической электрохирургической полипэктомии и резекции слизистой оболочки?
11. Каковы возможные причины развития раннего и отсроченного кровотечения при полипэктомии?
12. Какие правила следует соблюдать для профилактики кровотечения при полипэктомии?
13. Каковы возможные причины развития перфорации стенки органа при полипэктомии?
14. По каким показаниям выполняется эндоклипирование?
15. Какие технические и организационные условия необходимы для успешного осуществления эндоскопического гемостаза?
16. Каким обязательным требованиям должен соответствовать эндоскоп, используемый для осуществления эндоскопического гемостаза?
17. Каковы основные методы эндоскопического гемостаза при неварикозных кровотечениях пищеварительного тракта?
18. Какие растворы (лекарственные препараты) могут быть использованы для инъекционного гемостаза? Опишите технические особенности гемостаза в зависимости от источника кровотечения и вида используемого инъекционного агента.
19. Какие методы эндоскопического гемостаза относятся к термическим?
20. Какие существуют варианты электрокоагуляции, каковы их особенности, преимущества и ограничения?

21. В чём заключаются различия монополярной и биполярной коагуляции? В каких клинических ситуациях предпочтительна монополярная/биполярная электрокоагуляция?
22. Что собой представляет метод термокаутеризации и в чём его отличие от электрокоагуляции?
23. Что такое техника коаптации (коаптивной коагуляции)? С использованием каких методов гемостаза она может быть осуществлена?
24. В каких клинических ситуациях наиболее эффективны механические методы эндоскопического гемостаза?

Коллекция ссылок на Интернет-ресурсы

Раздел IV. Методики оперативной эндоскопии

1. Эндоскопия.RU – <http://www.endoscopy.ru/>
2. Российское эндоскопическое общество (РэндО) – <http://www.endoscopia.ru/>
3. Диагностика и лечение кровотечений из верхних отделов пищеварительного тракта с использованием эндоскопических вмешательств. Методические рекомендации № 2001/114. – М.: ЗАО "Бизнес-школа "Интел-Синтез", 2001. – 48 с. – <http://www.fotek.ru/index.php/article/archive/52>
4. Haruhiro Inoue Homepage. Иллюстрированное описание техники выполнения эндоскопической резекции слизистой оболочки (EMR) – <http://www.inoue-haru.com/en/01.php>

Перечень вопросов итоговой аттестации по курсу

1. Какой эффект воздействия электрического тока лежит в основе лечебного применения электрохирургии?
2. В каком спектре частот переменного тока работают электрохирургические генераторы? радиоволновые генераторы?
3. В чём состоит отличие монополярной электрохирургии от биполярной? Каковы преимущества и недостатки (ограничения) биполярной электрохирургии по сравнению с монополярной и чем они обусловлены?
4. Какие параметры определяют эффект электрохирургического воздействия на ткань? Каким образом врач-оператор может контролировать электрохирургический эффект воздействия на ткань?
5. Каковы основные виды электрохирургического воздействия на ткань?
6. В чём состоит отличие между заземлёнными и изолированными электрохирургическими системами (выводами генератора)? Чем обусловлена опасность использования заземлённых систем?
7. Какими правилами следует руководствоваться при размещении нейтрального электрода (пластины) на теле пациента?
8. Каковы основные виды осложнений электрохирургии?
9. Каковы возможные последствия поражения пациента током высокой частоты при электрохирургии? Каковы причины возникновения ожогов в области контакта электрода пациента, в альтернативных точках?
10. В чём заключается подготовка пациента, аппаратуры и инструментария к эндоскопическому электрохирургическому вмешательству?
11. Каковы главные принципы безопасности в электрохирургии?
12. В чём заключается принцип аргоноплазменной коагуляции?
13. Каким образом осуществляется термическое воздействие на ткань пациента при активировании системы АПК?

14. Каковы возможные осложнения АПК?
15. Каковы основные правила безопасности применения АПК в гибкой эндоскопии?
16. Каковы основные показания к применению АПК в эндоскопии?
17. Что такое радиоволновая хирургия и каков механизм радиоволнового воздействия? Каковы области применения радиоволнового воздействия в гибкой эндоскопии?
18. Каковы особенности воздействия радиоволны на ткань? Чем отличается радиоволновая хирургия от электрохирургии по характеру воздействия на ткань?
19. Какими принципами и правилами руководствуются при аппликации антенной пластины на теле пациента при различных видах радиоволнового воздействия?
20. Какова техника выполнения радиоволновой полипэктомии? Назовите установки режима и мощности прибора "Сургитрон" для полипэктомии. В чём заключаются отличия радиоволновой полипэктомии от электроэксцизии полипа?
21. Какова техника выполнения радиоволнового эндоскопического гемостаза? Назовите установки режима и мощности прибора "Сургитрон" для гемостаза при продолжающемся и состоявшемся кровотечении.
22. Назовите способы и этапы выполнения эндоскопической полипэктомии. Опишите технику электроэксцизии полипа.
23. Назовите этапы и наиболее распространённые способы (методики) выполнения эндоскопической резекции слизистой (EMR)? Какие условия являются ограничением для выполнения EMR?
24. Что собой представляет методика эндоскопической диссекции в подслизистом слое (ESD) и в чём её отличие от EMR?
25. Каковы возможные осложнения эндоскопической электрохирургической полипэктомии и резекции слизистой оболочки?
26. Каковы возможные причины развития раннего и отсроченного кровотечения при полипэктомии? Какие правила следует соблюдать для профилактики кровотечения при полипэктомии?
27. Каковы возможные причины развития перфорации стенки органа при полипэктомии?
28. По каким показаниям выполняется эндоклипирование?
29. Какие технические и организационные условия необходимы для успешного осуществления эндоскопического гемостаза? Каким требованиям должен соответствовать эндоскоп, используемый для осуществления эндоскопического гемостаза?
30. Перечислите основные методы эндоскопического гемостаза при неварикозных кровотечениях пищеварительного тракта.
31. Какие растворы (лекарственные препараты) могут быть использованы для инъекционного гемостаза? Опишите технические особенности гемостаза в зависимости от источника кровотечения и вида используемого инъекционного агента.
32. Какие методы эндоскопического гемостаза относят к термическим?
33. В чём заключаются различия монополярной и биполярной электрокоагуляции, каковы их особенности, преимущества и ограничения? В каких клинических ситуациях предпочтительна монополярная/биполярная электрокоагуляция?
34. Что собой представляет метод термокаутеризации и в чём его отличие от электрокоагуляции?
35. Что такое техника коаптации (коаптивной коагуляции)? С использованием каких методов гемостаза она может быть осуществлена?
36. В каких клинических ситуациях наиболее эффективны механические методы эндоскопического гемостаза?

APC – Argon Plasma Coagulation, аргоноплазменная коагуляция.

EMR – Endoscopic Mucosal Resection, эндоскопическая резекция слизистой оболочки.

ESD – Endoscopic Submucosal Dissection, эндоскопическая диссекция в подслизистом слое.

NESSY (Neutral Electrode Safety SYstem) – система безопасности эксплуатации нейтрального электрода электрохирургических генераторов серии Erbotom ICC (ERBE, Germany), контролирует поддержание электрической связи между генератором и нейтральным электродом, а также корректность апплицирования пластины на теле пациента.

REM (Return Electrode Monitoring) – система мониторинга качества контакта между нейтральным электродом и пациентом электрохирургических генераторов Valleylab (Tyco Healthcare, USA).

Абляция (девитализация) – эффект электрохирургического воздействия, при котором происходит разрушение и удаление поверхностных слоёв ткани; достигается при использовании лазера, АПК и контактной коагуляции.

Антенная пластина – выполняет функцию нейтрального электрода в радиоволновой хирургии, предназначена для фокусирования радиоволн, размещается вблизи от операционного поля по принципу наименьшего расстояния от активного электрода. В отличие от электрохирургии нет необходимости в соприкосновении и плотном контакте с кожей пациента.

АПК – аргоноплазменная коагуляция.

Аргоновая плазма – физическое состояние аргона: частично или полностью ионизированный газ, смесь электрически заряженных ионов и электронов, является электропроводящей средой.

Аргоноплазменная коагуляция (АПК, APC) – монополярный бесконтактный метод высокочастотной электрохирургии. Принцип АПК состоит в термическом воздействии тока высокой частоты, подаваемого на ткань потоком ионизированной аргоновой плазмы.

Бесконтактная коагуляция (фульгурация, спрэй-коагуляция) – коагуляция, осуществляемая при отсутствии прямого контактного воздействия активного электрода на ткань; характеризуется высоким напряжением, большой площадью и малой глубиной воздействия.

Биполярная электрическая цепь: электрохирургический генератор → 1 электрод (бранша) инструмента → порция ткани между электродами (вокруг электродов) → 2 электрод (бранша) инструмента → генератор.

Биполярная электрохирургия – использует биполярную электрическую цепь, в которой генератор соединен с двумя электродами, смонтированными в одном инструменте (отсутствует необходимость в электроде (пластине) пациента).

Биполярный электрод (зонд) – инструмент, в котором смонтированы два электрода, используемый для электрокоагуляции в биполярной электрической цепи.

Болезнь Дъелафуа – первичный порок развития сосудов желудка с наличием необычно широкого подслизистого артериального сосуда (1-3 мм), контактирующего со слизистой оболочкой. При аррозии развивается массивное кровотечение. В 80% случаев источник кровотечения находится на расстоянии 6 см от пищеводно-желудочного перехода, чаще на малой кривизне.

Вапоризация – превращение внутриклеточной жидкости в пар при быстром повышении температуры >100°C, сопровождается разрушением клеточных мембран и эффектом электрохирургического резания.

ВЧ – высокая частота, высокочастотный.

Высокочастотный, или радиочастотный ток (radiofrequency current, RF) – переменный электрический ток с частотой свыше 100 кГц.

Девитализация (абляция) – эффект электрохирургического воздействия, при котором происходит разрушение и удаление поверхностных слоёв ткани; достигается при использовании лазера, АПК и контактной коагуляции.

Демодуляция – выпрямление высокочастотного тока с образованием токов низкой частоты в области электрохирургического воздействия. Демодулирующее (выпрямляющее) действие на ВЧ ток оказывает искрообразование (между активным электродом и телом пациента во время электрохирургии, в случае контакта тела пациента с электропроводящими предметами).

Десикация – обезвоживание, “высушивание” ткани при коагуляции.

Диатермия – выделение тепла под действием электрического тока высокой частоты.

Диссекция – электрохирургическое резание, рассечение тканей, cut.

Диэлектрик (изолятор) – вещество, плохо проводящее или совсем не проводящее электрический ток.

Ёмкостный пробой – может произойти при наличии ёмкостного конденсатора. Ёмкостный конденсатор появляется в тех случаях, когда два проводника оказываются разделёнными изолирующим материалом (электрохирургическая петля в рабочем канале эндоскопа). При этом высокочастотный ток, проходящий по одному из проводников, может индуцировать ток в другом проводнике; место контакта этого проводника с тканью может быть потенциальной областью образования повреждения (ожога).

Заземлённая электрохирургическая система (заземлённый вывод генератора) – тип производимых ранее ВЧ генераторов, в которых возвратный электрод (“заземляющая пластина пациента”) соединён с заземлённым корпусом генератора; электрохирургическая цепь, таким образом, замыкается через землю, создавая возможность возникновения токов утечки по альтернативным путям.

Изолированная электрохирургическая система (изолированный вывод генератора) – генератор изолирует ВЧ ток от потенциала земли, направляя его по отдельной электрической цепи, замыкающейся внутри самого ВЧ генератора. Другими словами, электрохирургическая цепь замыкается не через землю, а через ВЧ генератор.

Импеданс (полное сопротивление, волновое сопротивление, R) – сопротивление среды распространению электрического тока (электромагнитных волн), измеряемое в Омах. Несмотря на частую взаимозаменяемость, термин *импеданс* следует применять в отношении переменного тока, в то время как *сопротивление* используется при характеристике постоянного тока.

Инъекционный гемостаз – способ эндоскопического гемостаза, в основе которого лежит введение растворов лекарственных препаратов в подслизистый слой и паравазально с помощью инъекционных игл. Для инъекций могут быть использованы растворы сосудосуживающих препаратов (адреналин), склерозанты, спирт, фибриновый клей.

Ион – электрически заряженная частица (атом, молекула), образующаяся в результате потери или присоединения одного или нескольких электронов атомами или молекулами.

Ионизация – образование ионов из нейтральных атомов или молекул.

Карбонизация – обугливание ткани, повышение содержания углерода в органическом веществе под воздействием высокой температуры.

Коагулирующая форма волны – модулированная форма волны с рабочим циклом около 6%, с высокими пиками напряжения.

Коаптация (coaption, “заваривание ткани”, коаптивная коагуляция) – концепция сочетания механического давления и термического воздействия (термокаутеризации или электрокоагуляции на минимальной мощности) для облитерации сосуда.

Контактная коагуляция (десикация, тепловая коагуляция) – результат прямого контактного воздействия активного электрода на ткань. Осуществляется посредством как монополярной, так и биполярной электрической цепи. Может быть выполнена с использованием как режущей (при пиковом напряжении <200 В), так и коагулирующей формы волны. Обеспечивает глубокую коагуляцию (гемостаз).

Кривая мощности электрохирургического генератора – график, который показывает, как в выбранном режиме изменяется мощность в соответствии с изменением импеданса ткани.

Механический гемостаз – способ эндоскопического гемостаза, в основе которого лежит механическое воздействие на источник кровотечения. Механическими методами гемостаза являются эндоклипирование, эндолигирование.

Модулированная форма электрохирургической волны – волна, которая периодически прерывается. При этом периоды, в течение которого ток включен (волна делает синусоидальные всплески) чередуются с периодами, когда ток отключен (прерван). Степень модуляции характеризуется рабочим циклом. Например, рабочий цикл 6% означает, что 6% времени ток включен, а 94% – отключен.

Модуляция – прерывание электрохирургической волны.

Монополярная электрическая цепь: электрохирургический генератор → активный (рабочий) электрод → тело пациента → пластина (электрод) пациента → генератор.

Монополярная электрохирургия – использует монополярную электрическую цепь, которая замыкается через пластину (электрод) пациента.

Монополярный электрод (зонд) – электрод, используемый для электрокоагуляции в монополярной электрической цепи.

Мощность электрического тока (P) – работа, которую совершает ток за единицу времени, измеряется в Ваттах ($1 \text{ Вт} = 1 \text{ Дж} \times \text{с}$).

Мультиполярный зонд – один из вариантов биполярного зонда; инструмент, на конце которого имеются три пары биполярных электродов. Используется для электрокоагуляции с целью термического эндоскопического гемостаза.

Мягкая коагуляция (soft coagulation) – вариант контактной коагуляции, при которой используется низковольтная непрерывная синусоидальная (режущая) форма волны с пиками напряжения менее 200 В. При таком низком напряжении рассечение тканей невозможно, эффектом воздействия является “чистая” коагуляция. Является щадящим способом коагуляции.

Напряжение электрического тока (U) – физическая величина, численно равная работе электрического поля по перемещению единичного положительного заряда вдоль силовых линий поля внутри проводника, измеряется в Вольтах (В, V). Напряжение – это та сила, которая в замкнутой электрической цепи заставляет электроны перемещаться от атома к атому, преодолевая сопротивление. Напряжение, создаваемое генератором, является той электродвижущей силой, которая вызывает электрический ток в замкнутой цепи.

Непрерывная форма электрохирургической волны – волна, совершающая непрерывные (постоянные) синусоидальные колебания; рабочий цикл составляет 100%.

НЧ – низкая частота, низкочастотный.

Ожог в альтернативной точке – ожог в области выхода тока, следующего по альтернативному пути, из тела пациента.

Переменный ток (alternating current, AC) – электрический ток, периодически изменяющий направление своего движения по синусоиде с определённой частотой; при этом среднее значение силы тока за период равно нулю.

Пиковое напряжение (пик напряжения) – максимальное значение напряжения за период колебания электрохирургической волны.

Плазма – частично или полностью ионизированный газ.

Плотность электрического тока (J) – отношение силы тока к площади поперечного сечения проводника (сила тока, приходящаяся на единицу площади), измеряется в $\text{А}/\text{м}^2$.

Постоянный ток (direct current, DC) – электрический ток, не изменяющийся с течением времени по силе и направлению.

Прямой пробой – ситуация, при которой электропроводящий элемент (металлическая часть дистального конца эндоскопа, троакара и др.) входит в прямой контакт с активным электродом и становится

частью второй электрической цепи, по которой ток распространяется по направлению к электроду пациента, что может привести к непредсказуемым повреждениям.

Рабочий цикл электрохирургической волны – процентное соотношение времени, в течение которого ток включен (волна делает синусоидальные всплески) и времени, когда ток отключен (прерван). Рабочий цикл 6% означает, что 6% времени ток включен, а 94% – отключен. Непрерывная форма волны имеет рабочий цикл 100%.

Радиоволновая хирургия (радиохирургия) – бесконтактный метод воздействия на ткани (резания и коагуляции) с использованием радиоволн сверхвысокой частоты 3,8 – 4,0 МГц.

Радиоволновой генератор – генератор ВЧ электрических волн (радиоволн), излучаемых с переменной мощностью и постоянной частотой в 3,8 МГц или 4,0 МГц.

Радиоволновой электрод – активный электрод, применяемый для осуществления радиоволнового воздействия. Отличительной особенностью является наличие мононити из нержавеющей стали в качестве проводника электромагнитных колебаний на частоте 3,8 – 4,0 МГц.

Режим EndoCut (ERBE, Germany) – автоматическое чередование разреза и низковольтной коагуляции. Режим позволяет снизить риск интраоперационного кровотечения, хорошо зарекомендовал себя в эндоскопии при полипэктомии, эндоскопической резекции слизистой оболочки, диссекции в подслизистом слое.

Режущая форма волны – непрерывная синусоидальная форма волны. При пиковом напряжении > 200В эффектом воздействия такой формы волны будет резание (диссекция), при мин. напряжении < 200В - "мягкая" коагуляция.

Сила тока (I) – физическая величина, определяющая, какой заряд проходит через поперечное сечение проводника за единицу времени, измеряется в Амперах (А).

Система АПК – включает в себя источник газа (аргона) с блоком управления, источник ВЧ тока (электрохирургический генератор) и соответствующие АПК-зонды (аппликаторы, APC-зонды).

Сопротивление (R) – мера способности тел (проводников) препятствовать прохождению через них электрического тока, измеряется в Омах.

Спектр частот переменного тока: 50-60 Гц – бытовая электросеть, ток низкой частоты; поражение человека НЧ током вызывает электротравму, электроудар, фибрилляцию сердечной мышцы; 100 кГц – прекращение нейромышечной стимуляции; 200 кГц – 3,3 МГц – электрохирургия; 3,8 и 4,0 МГц – радиоволновая хирургия.

Спрэй-коагуляция (spray-coagulation) – вариант бесконтактной коагуляции, более нежной и поверхностной, но принципиально не отличающейся от фульгурации. В этом режиме глубина проникновения меньше, а обрабатываемая поверхность больше, чем в режиме фульгурации. Применяется там, где необходимо более бережное (менее глубокое) воздействие на большой поверхности, например, в косметологии.

Тепловой зонд (термозонд, heater probe) – зонд, используемый для термокаутеризации (тепловой коагуляции).

Термический гемостаз – способ эндоскопического гемостаза, в основе которого лежит термический эффект, образующийся при воздействии на ткани различных физических факторов (высокочастотного электрического тока, радиоволн, лазерного воздействия и др.). Термическими методами гемостаза являются электрокоагуляция, аргоноплазменная коагуляция, радиоволновая коагуляция, лазерная фотокоагуляция, термокаутеризация.

Термокаутеризация (электрокаутеризация, тепловая коагуляция, "прижигание") – метод контактного воздействия на ткань инструментом (термозондом), рабочий наконечник которого разогревается с помощью электрического тока до высоких температур свыше 100°C. Результатом воздействия является коагуляция ткани (сосудов). В отличие от электрокоагуляции ток используется

исключительно для разогрева инструмента, пациент при этом не является частью электрической цепи, и ток никогда не протекает через его тело.

Токи утечки по альтернативным путям – аномальные ответвления тока, образующиеся в результате феномена, при котором ВЧ ток расщепляется и следует к земле более чем одним путём; могут возникнуть в заземлённой электрохирургической системе при соприкосновении пациента с любым электропроводящим заземлённым объектом. При использовании ВЧ генераторов с заземлённым выводом токи утечки являются угрозой развития повреждений и ожогов пациента и медицинского персонала.

Форсированная коагуляция (forced coagulation) – вариант контактной коагуляции, при которой используется модулированная (коагулирующая) форма волны с пиками напряжения более 200 В. При этом имеется минимальный эффект резания вследствие искрообразования, обусловленного высоковольтными пиками напряжения. Позволяет достичь быстрой коагуляции.

Фульгурация (бесконтактная, искровая коагуляция, fulguration) – бесконтактное воздействие тока высокого напряжения. Для осуществления фульгурации необходима модулированная форма волны с рабочим циклом около 6%, с высокими пиками напряжения.

Частота переменного тока – число циклов изменения тока в единицу времени, измеряющееся в Герцах (Гц). 1 Гц равен одному циклу изменения тока в секунду.

Эксцизия (лат. excisio) – иссечение, удаление патологически измененных тканей (электроэксцизия, радиоволновая эксцизия).

Электрическая цепь – путь, по которому следуют заряженные частицы; набор электрических элементов, соединённых проводниками и подключённых к источнику тока (генератору).

Электрический ток – упорядоченное (направленное) движение заряженных частиц, возникает при упорядоченном перемещении свободных электронов или ионов. За направление тока принимают направление упорядоченного движения положительно заряженных частиц.

Электрогидротермозонд – монополярный зонд для электрокоагуляции с возможностью подачи воды.

Электрод активный – электрод, в зоне контакта которого с тканью пациента локализуется эффект электрохирургического воздействия.

Электрод пациента (пластина пациента; нейтральный, возвратный, пассивный, рассеивающий электрод; “заземляющая” пластина) – электропроводящая пластина для электрического соединения ВЧ генератора с участком тела пациента. Главная функция состоит в замыкании монополярной электрической цепи и безопасном отведении электрического тока из тела пациента.

Электрокаутеризация (термокаутеризация, тепловая коагуляция, “прижигание”) – метод контактного воздействия на ткань инструментом (термозондом), рабочий наконечник которого разогревается с помощью электрического тока до высоких температур свыше 100°C. Результатом воздействия является коагуляция ткани (сосудов). В отличие от электрокоагуляции ток используется исключительно для разогрева инструмента, пациент при этом не является частью электрической цепи, и ток никогда не протекает через его тело.

Электрокоагуляция – термический метод гемостаза (остановки кровотечения) с использованием моно- и биполярной электрохирургии.

Электротравма (электрическая травма) – поражение током низкой частоты, проявляющееся нарушением целостности тканей в виде ожогов, “знаков тока” и др.

Электроудар (электрический удар) – нарушение электрофизиологических процессов в тканях (мышечной, нервной, сердечной) в результате воздействия проходящего через них тока низкой частоты, которое проявляется судорожным сокращением мышц, фибрилляцией и остановкой сердца, опасными для жизни нарушениями кровообращения и дыхания.

Электрохирургическая коагуляция (coagulation) – денатурация белка, испарение внутриклеточной жидкости без разрушения клеточной мембраны, высушивание и сморщивание клеток при

относительно медленном повышении температуры <100°C (70-100°C); наблюдается при пиковом напряжении <200 В и невысокой мощности. Коагуляции также подвергаются клетки, которые находятся в отдалении от режущего электрода.

Электрохирургический генератор – источник тока в электрической цепи; прибор, работающий от бытовой электросети, повышающий частоту переменного тока с 50-60 Гц до необходимых для электрохирургии частот свыше 200 кГц. Большинство электрохирургических генераторов работают в диапазоне от 200 кГц до 3.3 МГц.

Электрохирургическое резание (рассечение, диссекция, cut) – вапоризация, разрушение клеточных мембран и разделение тканей по ходу воздействия электрода при быстром повышении температуры >100°C, достигается при использовании электродов небольшого диаметра (тонких), достаточно высокой мощности и режущей формы волны с пиковым напряжением >200 В.

Электрохирургия (высокочастотная электрохирургия) – метод хирургического воздействия высокочастотным током на ткань тела пациента с целью её рассечения или коагуляции. Электрохирургия выполняется в спектре радиочастот от 200 кГц до 3.3 МГц.

Эндоклипирование – методика эндоскопического наложения металлических клипс с целью осуществления механического эндоскопического гемостаза (гемоклипирование) или закрытия (“ушивания”) различного рода дефектов стенки пищеварительного тракта.

Эндолигирование – метод эндоскопического механического гемостаза с применением специальных лигирующих устройств. Используется при кровотечениях из варикозно расширенных вен пищевода и желудка, при сосудистых аномалиях (поражение Дъелафуа и др.).

Эндоскопическая диссекция в подслизистом слое (ESD – Endoscopic Submucosal Dissection) – методика, позволяющая выполнить резекцию раннего рака единым блоком при протяжённости поражения более 2 см. Суть методики заключается в циркулярном рассечении слизистой с помощью электроножа по периферии поражения в пределах здоровой ткани с последующим отсепаровыванием (диссекцией) поражённого участка на уровне подслизистого слоя.

Эндоскопическая резекция слизистой оболочки (EMR – Endoscopic Mucosal Resection) – методика, разработанная в Японии более 20 лет назад и признанная во многих странах операцией выбора при лечении раннего рака диаметром менее 2 см. Этапы выполнения EMR: 1) хромокопия; 2) маркировка границ образования; 3) подслизистая инъекция под основание опухоли; 4) собственно иссечение слизистой, или EMR; 5) извлечение резецированной слизистой, контроль состояния послеоперационной раны и полноты резекции. Наиболее распространённые способы EMR: с помощью диатермической петли (inject and cut technique); strip-биопсия (inject, lift and cut technique); EMR с использованием дистального колпачка (EMRC – EMR Cup-assisted); EMR с лигированием (EMRL – EMR with Ligation).

Эффект Фарадея – нейромышечная стимуляция организма человека, вызываемая электрическим током с частотой менее 100 000 Гц (100 кГц). При воздействии низкочастотного тока может произойти прямая интерференция с биологическими электрическими колебаниями в организме человека с развитием электроудара (нарушение электрофизиологических процессов в мышечной, нервной, сердечной тканях, проявляющееся судорожным сокращением мышц, фибрилляцией и остановкой сердца и др.). По этой причине электрохирургические генераторы работают в спектре радиочастот свыше 200 кГц.

Список литературы

1. Алексанян А.А., Гоголашвили Д.Г. Радиоволновая эндоскопическая остановка кровотечений в комплексном лечении больных с гастродуоденальными кровотечениями язвенной этиологии// 8-й Московский международный конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2004. – С. 8-9.

2. Бебуришвили А.Г., Мандриков В.В., Акинчиц А.Н. Методы эндоскопического гемостаза при кровотечениях из верхних отделов желудочно-кишечного тракта: Учебное пособие. – Волгоград: Изд-во ВолГМУ, 2004. – 58 с.
3. Войташевская Н.В. Эзофагогастродуоденоскопия в комплексном лечении больных с язвенными гастродуоденальными кровотечениями. Автореф дис. на соиск. учен. степ. к.м.н. – М., 2005. – 17 с.
4. Гейниц А.В., Тогонидзе Н.А. Применение радиохирургического прибора прибора "Сургитрон™" в общехирургической практике// Материалы научно-практической конференции "Передовые медицинские технологии. Применение радиоволновой хирургии в стационаре и амбулатории". – М., 2001. – С. 125-126.
5. Грунд К.Е., Циндель К., Фарин Г. Применение метода аргоноплазменной коагуляции (АРС) в "гибкой" эндоскопии// Немецкий еженедельный медицинский журнал (DMW). – 1997, год вып. 122-й. – № 14. – С. 432-438.
6. Диагностика и лечение кровотечений из верхних отделов пищеварительного тракта с использованием эндоскопических вмешательств. Методические рекомендации № 2001/114. – М.: ЗАО "Бизнес-школа "Интел-Синтез", 2001. – 48 с.
7. Долецкий С.Я., Дробкин Р.Л., Лёнюшкин А.И. Высокочастотная электрохирургия. – М., Медицина, 1980. – 198 с.
8. Кулаков В.И., Адамян Л.В., Мынбаев О.А. Оперативная гинекология – хирургические энергии: Руководство. – М.: Медицина, Антитор, 2000. – 860 с.
9. Лапкин К.В. Первый опыт применения радиохирургического прибора "Сургитрон" в хирургии органов билиопанкреатодуоденальной зоны// Актуальные вопросы хирургической гепатологии. – Томск, 1997. – С. 159.
10. Лапкин К.В. Применение радиохирургического прибора "Сургитрон" в хирургии органов брюшной полости// Материалы научно-практической конференции "Передовые медицинские технологии. Применение радиоволновой хирургии в стационаре и амбулатории". – М., 2001. – С. 121-125.
11. Лапкин К.В., Малярчук В.И., Климов А.Е., Вольченко А.А. Применение радиохирургического прибора "Сургитрон" в хирургии органов билиопанкреатодуоденальной зоны// Материалы научно-практической конференции "Передовые медицинские технологии. Применение радиоволновой хирургии в стационаре и амбулатории". – М., 2001. – С. 119-121.
12. Лейзерман М.Г., Лесков И.В., Наседкин А.Н., Старосветский Б.В., Рябова С.В., Шехтер А.Б. Сравнительное изучение радиоволнового, лазерного и ультразвукового воздействия на биологические ткани в эксперименте// Российская ринология. – 1999. – № 3. – с. 16-18.
13. Майстренко Н.А., Юшкин А.С., Калашников С.А., Кольц А.В. Использование радиохирургического прибора "Сургитрон" для рассечения и коагуляции тканей в эксперименте// Материалы научно-практической конференции "Передовые медицинские технологии. Применение радиоволновой хирургии в стационаре и амбулатории". – М., 2001. – С. 29.
14. Малихова О.А., Поддубный Б.К., Стилиди И.С., Караман С.Н. и др. Эндоскопическая резекция слизистой с диссекцией подслизистого слоя как лечебный метод в онкологии// 12-й Московский международный конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2008. – С. 263-264.
15. Манесс У.Л. Гистологическая оценка электрохирургии при использовании разной рабочей частоты и разных форм волны. В журнале "Ортопедическая стоматология", 1978// Материалы научно-практической конференции "Передовые медицинские технологии. Применение радиоволновой хирургии в стационаре и амбулатории". – М., 2001. – С. 12-20.
16. Машкин А.М., Ефанов А.В., Хойрыш А.А. Применение эндоскопической аргоноплазменной коагуляции в лечение острых гастродуоденальных кровотечений// 9-й Московский международный конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2005. – С. 204-206.

17. Мирингоф А.Л., Антюхин К.Э., Антюхина М.Н., Миляев Е.М. Физические аспекты применения и преимущества биполярной диссекции в эндохирургии// 8-й Московский международный конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2004. – С. 206-208.
18. Мирингоф А.Л., Антюхин К.Э., Антюхина М.Н., Миляев Е.М. Электрохирургические осложнения при выполнении лапароскопических операций// 8-й Московский международный конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2004. – С. 208-210.
19. Мирингоф А.Л., Антюхин К.Э., Антюхина М.Н., Миляев Е.М., Иванов П.А. Клинический опыт применения высокочастотной электроэксцизии новообразований желудочно-кишечного тракта, новые пути профилактики электрохирургических осложнений// 9-й Московский международный конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2005. – С. 217-219.
20. Мяскина Л.М., Филин А.В., Криволапов Ю.А. Диагностика и лечение раннего рака желудка (эндоскопическая резекция слизистой оболочки)// Альманах эндоскопии. Сборник лекций "Современное состояние, последние достижения и перспективы развития эндоскопии пищеварительной системы". – 2002. – № 1. – С. 83-89.
21. Наседкин Г.К. Радиоволновая эндоскопическая хирургия верхних отделов ЖКТ (экспериментальное исследование)// Материалы научно-практической конференции "Передовые медицинские технологии. Применение радиоволновой хирургии в стационаре и амбулатории". – М., 2001. – С. 34-36.
22. Наседкин Г.К. Радиоволновой метод лечения в эндоскопической хирургии заболеваний органов желудочно-кишечного тракта. Автореф дис. на соиск. учен. степ. д.м.н. – М., 2004. – 40 с.
23. Наседкин Г.К., Бакулев Н.В., Тыченков А.Н. Анестезиологическое обеспечение при эндоскопических удалениях новообразований слизистой оболочки желудка и ободочной кишки радиоволновым способом. <http://www.diantec.ru/analysis/183/190/>
24. Нешатаев Д.В., Орлов П.И., Лапшин Д.Е., Гострый А.В. Сравнительная характеристика заживления ран печени, нанесённых традиционным и радиохирургическим способом (в эксперименте)// Материалы научно-практической конференции "Передовые медицинские технологии. Применение радиоволновой хирургии в стационаре и амбулатории". – М., 2001. – С. 26-28.
25. Никишаев В.И., Головин С.Г., Бойко В.В., Лемко И.И. Сравнительная характеристика методов эндоскопического гемостаза при острых язвенных кровотечениях из верхних отделов желудочно-кишечного тракта// 9-й Московский международный конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2005. – С. 234-235.
26. Панцырев Ю.М., Шаповальянц С.Г., Фёдоров Е.Д., Юдин О.И., Плахов Р.В., Орлов С.Ю. и др. Эндоскопический гемостаз с использованием аргонноплазменной коагуляции при острых желудочно-кишечных кровотечениях язвенной этиологии// 9-й Московский международный конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2005. – С. 250-252.
27. Седов В.М., Стрижелецкий В.В. Осложнения в лапароскопической хирургии и их профилактика. – СПб.: ООО "Санкт-Петербургское медицинское издательство". – 2002. – 180 с.
28. Синёв Ю.В., Наседкин Г.К., Грунин И.Б. Керин В.В. и др. Новые технологии в эндоскопической хирургии – сравнительный анализ результатов применения радиоволновых генераторов отечественного и зарубежного производства при полипэктомиях в желудке и ободочной кишке// 9-й Московский международный конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2005. – С. 344-346.
29. Синёв Ю.В., Наседкин Г.К., Керин В.В., Добровольский О.В., Беркалов М.Ю., Сухарев Д.Н. Сравнительный анализ результатов применения радиоволновых генераторов отечественного и зарубежного производства в эндоскопической хирургии. <http://www.diantec.ru/analysis/183/200/>

30. Сотников В.Н. Эндоскопия в диагностике и лечении полипов желудка// Альманах эндоскопии. Сборник лекций "Современное состояние, последние достижения и перспективы развития эндоскопии пищеварительной системы". – 2002. – № 1. – С. 118-123.
31. Сторек Д., Грунд К.Е., Шютц А., Зайфайрт Х.К., Фарин Г., Беккер Х.Д. Аргоноплазменная коагуляция в "гибкой" эндоскопии замена лазеру? // Эндоскопия сегодня. – 1994. – № 2. – С. 163-170.
32. Стрельников Е.В., Куприянов С.Н., Кочуков В.П., Малыхин А.Н. Лечение доброкачественных опухолей большого дуоденального сосочка методом аргоноплазменной коагуляции// 9-й Московский международный конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2005. – С. 371-373.
33. Углов Ф.Г., Гриценко В.В. Применение прибора "Сургитрон™" ("Ellman International", США) в общехирургической практике// Материалы научно-практической конференции "Передовые медицинские технологии. Применение радиоволновой хирургии в стационаре и амбулатории". – М., 2001. – С. 116-119.
34. Фёдоров Е.Д., Михалёв А.И., Тимофеев М.Е., Орлов С.Ю., Чернякевич П.Л., Плахов Р.В. Эндоскопические вмешательства в лечении язвенных гастродуоденальных кровотечений// Альманах эндоскопии. Сборник лекций "Современное состояние, последние достижения и перспективы развития эндоскопии пищеварительной системы". – 2002. – № 1. – С. 146-157.
35. Фёдоров И.В., Сигал Е.И., Одинцов В.В. Эндоскопическая хирургия. – М.: ГЭОТАР-МЕДИЦИНА, 1998. – 345 с.
36. Филин А.В., Мяукина Л.М., Ткаченко О.Б., Воробьёв С.Л. и др. Первый опыт эндоскопической диссекции в подслизистом слое (endoscopic submucosal dissection – ESD) при раке желудка// Клиническая эндоскопия. – 2007. – № 1 (10). – С. 17-21.
37. Харченко В.П., Синёв Ю.В., Бакулев Н.В., Наседкин Г.К. Сравнительная оценка физических методов эндоскопического гемостаза при остановке язвенных гастродуоденальных кровотечений// Эндоскопическая хирургия. – 2003. – № 4. – С. 32-35.
38. Харченко В.П., Синёв Ю.В., Серов Р.А., Наседкин Г.К. Метод радиоволновой расширенной биопсии через фиброэндоскоп// Эндоскопическая хирургия. – 2003. – № 5. – С. 22-26.
39. Ходаков В.В., Комарова Т.И., Кононов Ю.В., Еремин А.А. Применение аргоноплазменной коагуляции в гибкой эндоскопии при лечении острых желудочно-кишечных кровотечений: Пособие для врачей. – Екатеринбург: Изд-во "Фотек", 2007. – 24 с.
40. Черепянцева Д.П., Чернеховская Н.Е., Комова М.Ю. Сравнительная оценка радиоволнового и инъекционного способов местного гемостаза при язвенных кровотечениях// 8-й Московский международный конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2004. – С. 386-388.
41. Черепянцева Д.П., Чернеховская Н.Е., Комова М.Ю., Вараксин М.В. Эндоскопическая остановка желудочно-кишечных кровотечений с помощью прибора "Сургитрон"// Материалы международного конгресса "Радиоволновая хирургия на современном этапе". – М., 2004. – С. 195-196.
42. Черепянцева Д.П., Чернеховская Н.Е., Комова М.Ю., Вараксин М.В., Колышкин В.Ф. Комплексное лечение язв желудка и двенадцатиперстной кишки// Материалы международного конгресса "Радиоволновая хирургия на современном этапе". – М., 2004. – С. 189-190.
43. Чернеховская Н.Е. Современные технологии в эндоскопии. – М.: Росс. мед. академия последипломного образования, 2004. – 136 с.
44. Чернеховская Н.Е., Черепянцева Д.П. Удаление доброкачественных опухолей желудочно-кишечного тракта с помощью радиоволнового воздействия// Материалы международного конгресса "Радиоволновая хирургия на современном этапе". – М., 2004. – С. 191-193.
45. Чернеховская Н.Е., Черепянцева Д.П., Поваляев А.В., Андреев В.Г. Лечебная гастроскопия при язвах желудка с применением радиоволнового воздействия// 12-й Московский международный

- конгресс по эндоскопической хирургии. – Сборник тезисов под ред. проф. Галлингера Ю.И. – М., 2008. – С. 452-453.
46. Шишло В.К., Чернеховская Н.Е., Черепянцев Д.П., Комова М.Ю. Показатели гуморального иммунитета у больных язвенной болезнью желудка на фоне радиоволнового воздействия// *Материалы международного конгресса "Радиоволновая хирургия на современном этапе"*. – М., 2004. – С. 188-189.
47. Щербаков А.М. Клиническое значение внутрисветной эндоскопической хирургии в лечении неоперабельных больных раком пищевода. Автореферат дисс. ... докт. мед. наук. – Санкт-Петербург, 2006. – 46 с.
48. Щербаков А.М., Симонов Н.Н., Канаев С.В., Гуляев А.В. и др. Современные тенденции паллиативного лечения больных раком пищевода// *Практическая онкология*". – 2003. – Т. 4 – № 2. – С. 91-98.
49. Absten G.T. Practical electrosurgery for clinicians. – Professional Medical Education Association, Inc., 2002. – Accredited e-Book in Adobe pdf, 48 p. Available at: <http://www.lasertraining.org>
50. Akahoshi K., Kubokawa M., Fujimaru T., Matsumoto M., et al. Endoscopic resection of a large pedunculated colonic polyp using an insulated-tip diathermy knife// *Endoscopy* 2005, 37: 405-406.
51. Amaral J.F. Electrosurgery and ultrasound for cutting and coagulating tissue in minimally invasive surgery. In: *Surgical Laparoscopy, Second edition*, edited by Zucker K.A. – Lippincott Williams & Wilkins, 2001. – P. 47-77.
52. Anonymous: Endoscopic polypectomy and mucosal resection (EMR) with ENDO CUT Q. – ERBE Elektromedizin GmbH, Germany, 2006. – 15 p.
53. Antillon M.R., Chen Y. Endoscopic Therapy for gastric neoplasms. In: *Clinical Gastrointestinal Endoscopy/* editors Ginsberg G.G. et al. – Elsevier Saunders, 2005. – P. 505-528.
54. ASGE (American Society for Gastrointestinal Endoscopy) Endoscopic hemostatic devices. Technology status evaluation report// *Gastrointestinal Endoscopy* 2001; 54 (6): 833-840.
55. ASGE guideline: the role of endoscopy in acute non-variceal upper-GI hemorrhage// *Gastrointestinal Endoscopy* 2004; 60 (4): 497-504.
56. ASGE The argon plasma coagulator. Technology status evaluation report// *Gastrointestinal Endoscopy* 2002; 55 (7): 807-810.
57. ASGE. Endoscopy in patients with implanted electronic devices// *Gastrointestinal Endoscopy* 2007; 65 (4): 563-570.
58. Attar A., Bon C., Sebbagh V., Béjou B., Bénamouzig R. Endoscopic argon plasma coagulation for the treatment of hemorrhagic pseudopolyps in colonic Crohn's disease// *Endoscopy* 2006; 38: E249.
59. Binmoeller K.F., Thonke F., Soehendra N. Endoscopic endoclip treatment for gastrointestinal bleeding// *Endoscopy* 1993; 25: 167-170.
60. Bussiere R.L. Electrosurgical generators. Guide to performance and safety testing. – Washington, USA: Tertran Inc., 1998. – 21 p.
61. Bussiere R.L. Principles of electrosurgery. – Washington, USA: Tertran Inc., 1997. – 33 p.
62. Canard J.M., Vedrenne B. Clinical application of argon plasma coagulation in gastrointestinal endoscopy: has the time come to replace the laser? // *Endoscopy* 2001; 33 (4): 353-357.
63. Chryssostalis A., Rosa I., Pileire G., et al. Closure of refractory gastrocutaneous fistula using endoclippping// *Endoscopy* 2005, 37: 924.
64. Cipolletta L., Rotondano G., Bianco M.A., Piscopo R. Mechanical modalities of endoscopic therapy: clips, loops, and beyond// *Techniques in Gastrointestinal Endoscopy* 2005; 7: 132-138.
65. Costamagna G., Iacopini F., Tringali A., Marchese M., et al. Flexible endoscopic Zenker's diverticulotomy: cap-assisted technique vs. diverticuloscope-assisted technique// *Endoscopy* 2007; 39: 146-152.
66. Demarquay J.F., Dumas R., Peten E.P., Rampal P. Argon plasma endoscopic section of biliary metallic prostheses// *Endoscopy* 2001; 33 (3): 289-290.

67. Demitraş Y., Ayhan S., Yavuzer R., Latifoğlu O., Çelebi C. Electrosurgery: pitfalls and recommendations// *Gazi Medical Journal* 2006; 17 (4): 145-151.
68. Devereaux C.E., Binmoeller K.F. Endoclip: closing the surgical gap// *Gastrointestinal Endoscopy* 1999; 50 (3): 440-442.
69. ECRI (Emergency Care Research Institute). Electrosurgical safety// *Health Devices* 2005; 34 (8): 256-287.
70. Eickhoff A., Jakobs R., Schilling D., Hartmann D., et al. Prospective nonrandomized comparison of two models of argon beamer (APC) tumor desobstruction: effectiveness of the new pulsed APC versus forced APC// *Endoscopy* 2007; 39: 637-642.
71. ERBE APC 300. Инструкция по эксплуатации № 80110-062. – ERBE Elektromedizin GmbH, Tübingen, Germany, 1999.
72. ERBE ERBOTOM ICC 300. Инструкция по эксплуатации № 80104-360. – ERBE Elektromedizin GmbH, Tübingen, Germany, 1999.
73. Frimberger E., Hart R., Classen M. Эндоскопический гемостаз в верхнем отделе пищеварительного тракта// *Internist* 1991; 32: 190-198.
74. Fujishiro M. Endoscopic submucosal dissection for stomach neoplasms// *World Journal of Gastroenterology* 2006; 12 (32): 5108-5112.
75. Goldberg S.N., Gazelle G.S., Mueller P.R. Thermal ablation therapy for focal malignancy: a unified approach to underlying principles, techniques, and diagnostic imaging guidance// *AJR*: 174, Feb. 2000.
76. Gölder S., Strotzer M., Grüne S., Zülke C., Schölmerich J., Messmann H. Combination of colonoscopy and clip application with angiography to mark vascular malformation in the small intestine// *Endoscopy* 2002; 34: 378.
77. Grund K.E., Farin G. New principles and applications of high-frequency surgery, including argon plasma coagulation. In: *Annual of Gastrointestinal Endoscopy*, 10th ed. / Cotton P.B., Tytgat G.N.J., Williams C.B., Bowling T.E., editors. – London, Rapid Science Publishers, 1997. – P. 15-23.
78. Horák L., Švec R., Grill R., Ducháč V., Štukavec V. Comparison of two endoscopic techniques (Nd: YAG laser versus argon plasmatic coagulator)// *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials* 2005; 7 (6): 3219-3222.
79. Ikeda K., Swain P. Future innovations and techniques: endoscopic hemostasis for UGI, non-variceal bleeding// *Techniques in Gastrointestinal Endoscopy* 2005; 7: 164-170.
80. Inoue H. Endoscopic mucosal resection for gastrointestinal mucosal cancers. In: *Gastrointestinal Endoscopy*/ editors, Classen M., Tytgat G.N.J., Lightdale C.J. – Stuttgart, New York: Thieme, 2002. – P. 322-333.
81. Inoue H., Takeshita K., Hori H., et al. Endoscopic mucosal resection with a cap-fitted panendoscope for esophagus, stomach and colon mucosal lesions// *Gastrointestinal Endoscopy* 1993; 39: 58-62.
82. Jensen D.M., Machicado G.A. Principles, technical guidelines, and results of arterial hemostasis with coagulation probes. In: *Gastrointestinal Endoscopy*/ editors, Classen M., Tytgat G.N.J., Lightdale C.J. – Stuttgart, New York: Thieme, 2002. – P. 274-283.
83. Kalthoff F., Hagg M. Electrosurgical papillotomy with software-controlled cuts (ENDO CUT). – ERBE Elektromedizin GmbH, Germany, 2006. – 8 p.
84. Khan Y.I., Gunaratnam N.T. Acute nonvariceal bleeding. In: *Clinical Gastrointestinal Endoscopy*/ editors Ginsberg G.G. et al. – Elsevier Saunders, 2005. – P. 147-163.
85. Kovacs T.O.G. Mallory-Weiss tears, angiodysplasia, watermelon stomach, and Dieulafoy's: a potpourri// *Techniques in Gastrointestinal Endoscopy* 2005; 7: 139-147.
86. Ladas D.S., Karamanolis G., Ben-Soussan E. Colonic gas explosion during therapeutic colonoscopy with electrocautery// *World Journal of Gastroenterology* 2007; 13 (40): 5295-5298.

87. Lau J.Y.W., Chung S.C.S. Hemostasis: injection sclerotherapy, banding, mechanical methods, heater probe, and other methods. In: *Gastrointestinal Endoscopy/* editors, Classen M., Tytgat G.N.J., Lightdale C.J. – Stuttgart, New York: Thieme, 2002. – P. 262-273.
88. Maness W.L., Roeber F.W., Clark R.E., et al. Histological evaluation of electrosurgery with varying frequency and waveform// *Journal of prosthetic dentistry* 1978; 40 (3): 304-308.
89. Marek T.A. Gastrointestinal bleeding// *Endoscopy* 2007; 39: 998-1004.
90. Matlock J., Freeman M.L. Non-variceal upper GI hemorrhage: doorway to diagnosis// *Techniques in Gastrointestinal Endoscopy* 2005; 7: 112-117.
91. Morris M.L. Electrosurgical principles. In: *Clinical Gastrointestinal Endoscopy/* editors Ginsberg G.G. et al. – Elsevier Saunders, 2005. – P. 77-86.
92. Munding G.S., Rozen S.M., Carson B., Greenberg R.S., Redett R.J. Case report. Full-thickness forehead burn over indwelling titanium hardware resulting from an aberrant intraoperative electrocautery circuit// *Eplasty*. 2008; 8: e1. Published online 2007 November 20. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2205998>
93. Nakamura S., Mitsunaga A., Murata Y., Suzuki S., Hayashi N. Endoscopic induction of mucosal fibrosis by argon plasma coagulation (APC) for esophageal varices: a prospective randomized trial of ligation plus APC vs. ligation alone// *Endoscopy* 2001; 33 (3): 210-215.
94. Nürnberg D., Pannvitz H., Burkhardt R.D., Peters M. Gas explosion caused by argon plasma coagulation of colonic angiodysplasias// *Endoscopy* 2007; 39: E182.
95. Older J.J. Review. The value of radiosurgery in oculoplastics// *Ophthalmic plastic and reconstructive surgery*, 2002; 18 (3): 214-218.
96. Pfenninger J.L., DeWitt D.E. Radiofrequency surgery. In: *Procedures for primary care physicians /* editors Pfenninger J.L. and Fowler G.C. – St.Louis: Mosby, 1994 – P. 91-101.
97. Pichon N. Colonic perforations after gas explosion induced by argon plasma coagulation// *Endoscopy* 2004, 36: 573.
98. Postgate A., Saunders B., Tjandra J., Vargo J. Argon plasma coagulation in chronic radiation proctitis// *Endoscopy* 2007; 39: 361-365.
99. Rabenstein T., May A., Michel J., Manner H., et al. Argon plasma coagulation for flexible endoscopic Zenker's diverticulotomy// *Endoscopy* 2007; 39: 141-145.
100. Radio frequency cutting and coagulation in endoscopic use (explanation). – Olympus Optical Co., Ltd, Tokyo, Japan. – 18 p.
101. Raju G.S., Gajula L. Endoclips for GI endoscopy// *Gastrointestinal Endoscopy* 2004; 59 (2): 267-279.
102. Robotis J., Sechopoulos P., Rokkas Th. Argon plasma coagulation: clinical applications in gastroenterology// *Annals of Gastroenterology* 2003, 16 (2): 131-137.
103. Shim C.S. Endoscopic mucosal resection: an overview of the value of different techniques// *Endoscopy* 2001, 33 (3): 271-275.
104. Soetikno R., Kaltenbach T., Yeh R., Gotoda T. Endoscopic mucosal resection for early cancers of the upper gastrointestinal tract// *Journal of Clinical Oncology* 2005; 23 (20): 4490-4498.
105. Sriram P.V.J., Rao G.V., Reddy D.N. Successful closure of esophageal perforation (Boerhaave's syndrom) by endoscopic clipping// *Indian Journal of Gastroenterology* 2006; 25: 39-41.
106. Tai M., Ichii O., Watanabe T., Ejiri Y., Otsuki M. Transection of metal stents using argon plasma coagulation// *Digestive Endoscopy* 2008, 20: 29-32.
107. Taku K., Sano Y., Fu K.I., Saito Y. Yatrogenic perforation at therapeutic colonoscopy: should the endoscopist attempt closure using endoclips or transfer immediately to surgery? // *Endoscopy* 2006, 33 (3): 271-275.
108. Tuncel U., Özgenel G.Y. Thermal injury due to electrosurgery// *Turkish Journal of Trauma & Emergency Surgery* 2005; 11 (1): 76-77.
109. Ulmer B.C. *Electrosurgery Self-Study Guide*. Boulder, CO: Valleylab; 1999. Available at: <http://www.valleylabeducation.org/>

110. Valleylab – Principles of electrosurgery online. Available at: <http://www.valleylab.com/education/poes/index.html>
111. Valleylab Clinical Information Hotline News. Alternate site lesions. Dec. 2000; Vol. 5, Issue 4.
112. Valleylab Clinical Information Hotline News. Basics of bipolar electrosurgery. Dec. 1999; Vol. 4, Issue 4.
113. Valleylab Clinical Information Hotline News. Basics of monopolar electrosurgery. Sept. 1999; Vol. 4, Issue 3.
114. Valleylab Clinical Information Hotline News. Body jewelry...to remove or not remove, that is the question. June 2000; Vol. 5, Issue 3.
115. Valleylab Clinical Information Hotline News. Capacitive-coupled patient return electrodes. Dec. 2007; Vol. 12, Issue 2.
116. Valleylab Clinical Information Hotline News. Does placement of the patient return electrode make a difference? 1997; Vol. 2, Issue 3.
117. Valleylab Clinical Information Hotline News. Electromagnetic interference. March, 2001; Vol. 6, Issue 1.
118. Valleylab Clinical Information Hotline News. Electrosurgery safety update: patient return electrode warming. March, 2003; Vol. 8, Issue 1.
119. Valleylab Clinical Information Hotline News. Electrosurgical considerations for the patient with an implanted electronic device. June 2007; Vol. 12, Issue 1.
120. Valleylab Clinical Information Hotline News. Improperly seated active electrodes – an alternate site injury risk. Sept. 2001; Vol. 6, Issue 3.
121. Valleylab Clinical Information Hotline News. Pad warming...patient comfort or patient risk? Jan. 1998; Vol. 3, Issue 1.
122. Valleylab Clinical Information Hotline News. Patient return electrode lesions. Sept. 2000; Vol. 5, Issue 3.
123. Valleylab Clinical Information Hotline News. What should you know about stray current. Dec. 2003; Vol. 8, Issue 3.
124. Valleylab Force-FX™-8CA. Электрохирургический генератор с системой мгновенного реагирования Instant Response™. Руководство по эксплуатации. – Valleylab, Tyco Healthcare, USA, 2001.
125. Vanbiervliet G., Piche T., Caroli-Bosc F.X., Dumas R. et al. Endoscopic argon plasma trimming of biliary and gastrointestinal metallic stents// Endoscopy 2005; 37: 434-438.
126. Vargo J.J. Clinical applications of the argon plasma coagulator// Gastrointestinal Endoscopy 2004; 59 (1): 81-88.

Заключение

Врач, решающий в современных условиях связать свою профессиональную деятельность с оперативной эндоскопией, получает в свои руки мощный и эффективный инструмент воздействия на органы и ткани человеческого организма. Последние десятилетия ознаменовались огромным скачком в развитии этой относительно молодой отрасли хирургии и гастроэнтерологии. Современные высокотехнологичные методики, связанные прежде всего с воздействием высокочастотных хирургических энергий, существенно расширяют возможности и открывают новые перспективы развитию оперативной эндоскопии. Однако нельзя забывать, что вместе с широкими возможностями появляется и серьезная ответственность за те последствия, к которым может привести неправильное и неграмотное использование этих дорогостоящих технологий. Отсутствие должных знаний и понимания сути осуществляемого высокочастотного воздействия,

будь то электрохирургия, аргоноплазменная коагуляция или любой другой вид хирургической энергии, может вместо долгожданной пользы нанести пациенту вред.

Всестороннее понимание физических принципов воздействия при строгом соблюдении всех правил безопасности, а также полноценные знания в области оперативной техники являются главной гарантией от развития осложнений и обеспечивают наилучшую защиту, как пациенту, так и врачу.

Методические рекомендации по изучению курса

1. Роль и значение курса для повышения квалификации врачей, специализирующихся в эндоскопии и хирургии

Курс "Оперативная эндоскопия, хирургические энергии: электрокоагуляция, аргоноплазменная коагуляция, радиоволновая хирургия, эндоклипирование" нацелен на дополнительное образование в рамках повышения профессиональной квалификации врачей, специализирующихся в оперативной эндоскопии.

Курс призван углубить теоретические знания обучающихся в области хирургических энергий, а также дать сведения об их практическом применении в гибкой эндоскопии для более глубокого освоения избранной специальности.

Курс обобщает сведения о физических аспектах, принципах воздействия, а также технике безопасности при использовании основных видов высокочастотных энергий, широко применяемых в современной оперативной эндоскопии: электрохирургии, аргоноплазменной коагуляции и радиоволнового воздействия. Особое внимание уделяется технике выполнения полипэктомии, эндоскопической резекции слизистой и эндоскопическому гемостазу, как наиболее широко распространённым в клинической практике способам лечебного воздействия, осуществляемым через эндоскоп, при которых используются все виды хирургических энергий, включая механическое воздействие (эндоклипирование).

Значение и инновационность курса заключаются в подготовке специалистов, владеющих полноценными знаниями физических принципов высокочастотного хирургического воздействия на ткани пациента и выполняющих малоинвазивные оперативные вмешательства при заболеваниях пищеварительного тракта с применением современных эндоскопических технологий.

2. Цели и задачи, которые ставятся перед курсантом в период освоения курса

Целью курса является ознакомление курсантов с современными возможностями оперативной эндоскопии пищеварительного тракта, техническими аспектами и практическим применением в гибкой эндоскопии различных видов хирургических энергий (электрокоагуляции, аргоноплазменной коагуляции, радиоволнового воздействия).

Задачами курса являются:

- обучение основным понятиям и принципам электрохирургического воздействия, знакомство с осложнениями и правилами безопасности в электрохирургии;
- обучение принципам и технике выполнения аргоноплазменной коагуляции, знакомство с осложнениями и правилами безопасности при выполнении АПК;
- знакомство с принципами радиоволновой хирургии и практическим применением радиоволнового воздействия в эндоскопии;
- знакомство с методиками оперативной эндоскопии, использующими высокочастотные хирургические энергии (электрохирургическая и радиоволновая полипэктомия, резекция слизистой оболочки)
- знакомство с методикой эндоклипирования;

- обучение способам эндоскопического гемостаза при неварикозных кровотечениях из верхних отделов пищеварительного тракта.

Особенности структуры электронного учебника и краткая характеристика её отдельных элементов.

Структура электронного учебника позволяет курсанту выбрать индивидуальный график изучения лекционного материала.

Электронный учебник даёт возможность обратиться за справкой к словарю терминов и понятий (глоссарию).

В электронном учебнике лекционный материал представлен в 11 основных темах, которые сгруппированы в 4 раздела. Лекционный материал содержит основные положения курса, описания методик и определения.

Вопросы для самопроверки и обсуждений по темам составлены на базе лекционного материала и предназначены для самостоятельной работы курсанта по усвоению основных положений курса и закреплению полученных знаний.

Вопросы итоговой аттестации по курсу предназначены для проверки знаний курсанта.

Программа курса определяет принципы его построения, содержания и формы учебной работы по курсу.

Словарь терминов и понятий (глоссарий) содержит необходимые для понимания лекционного материала определения.

3. Объём знаний и средства мониторинга

В результате изучения курса обучающийся должен получить предусмотренный программой объём знаний, а именно:

- знания по основным понятиям, принципам и технике электрохирургического воздействия, аргоноплазменной коагуляции и радиоволновой хирургии;
- знания по возможным осложнениям, их причинам и методам профилактики, правилам безопасности при выполнении электрохирургии, АПК и радиоволнового воздействия;
- знания по техническим особенностям выполнения электрохирургической и радиоволновой полипэктомии;
- знания по способам и технике выполнения эндоскопического гемостаза при неварикозных кровотечениях из верхних отделов пищеварительного тракта.

Средствами мониторинга учебного процесса являются вопросы для самопроверки и обсуждений по темам и вопросы итоговой аттестации по всему курсу.

Учебная программа предусматривает объём курса 144 академ. часа.

4. Умения и навыки, которые должен приобрести обучающийся в результате освоения курса:

- умение правильно подготовить пациента, аппаратуру и инструментарий к электрохирургическому воздействию, аргоноплазменной коагуляции и радиоволновой хирургии через эндоскоп;
- навыки выполнения электрохирургической и радиоволновой полипэктомии;
- навыки выполнения эндоскопического гемостаза при неварикозных кровотечениях из верхних отделов пищеварительного тракта.

5. Характеристика требований к рубежной и итоговой аттестации

Рубежная аттестация осуществляется при помощи тестов.

Итоговая аттестация представляет собой зачёт, который состоит из ответов на перечень вопросов по всем разделам курса.

Программа курса

1. Общая характеристика курса

Цель курса

Программа нацелена на углубление теоретических знаний и получение практических навыков в области оперативной эндоскопии и хирургических энергий.

Курс предоставляет обучающемуся базовые сведения об основных понятиях, физических аспектах, принципах воздействия на ткани и правилах безопасности применения высокочастотных энергий – электрохирургии, аргоноплазменной коагуляции и радиоволнового воздействия. Рассматриваются наиболее распространённые методики внутрисветной оперативной эндоскопии пищеварительного тракта с применением высокочастотных хирургических энергий и эндоклипирования.

Цель курса состоит в формировании у специалиста комплекса знаний и умений в области высокочастотных хирургических воздействий для выполнения малоинвазивных оперативных вмешательств при заболеваниях пищеварительного тракта с использованием современных эндоскопических технологий.

Задачи курса

Задачами курса являются:

- обучение принципам и технике выполнения электрохирургии, аргоноплазменной коагуляции и радиоволнового воздействия;
- обучение правилам безопасности во избежание осложнений при осуществлении высокочастотных воздействий в эндоскопии;
- знакомство с методиками оперативной эндоскопии, включая электрохирургическую и радиоволновую полипэктомию, эндоскопическую резекцию слизистой оболочки, эндоклипирование;
- обучение способам эндоскопического гемостаза при неварикозных кровотечениях из верхних отделов пищеварительного тракта.

Организационно-методические характеристики курса

Характер программы. Программа по содержанию, структуре, объёму учебного материала учитывает теоретические и практические потребности врачей, специализирующихся в области оперативной внутрисветной эндоскопии.

Виды и формы обучения. Основными единицами учебной работы являются лекционные и практические занятия. Предлагается следующий баланс времени на освоение материала: 20-30% времени затрачивается на освоение теоретического материала; 70-80% времени используется для практической работы, подразумевающей работу в эндоскопическом отделении, ассистирование при эндоскопических оперативных вмешательствах, а также просмотр тематических видеозаписей.

Формы контроля. Промежуточный и итоговый контроль проводится в форме зачёта, который состоит из ответов на перечень вопросов по всем разделам курса.

2. Требования к уровню освоения содержания курса

Освоение содержания курса "Оперативная эндоскопия, хирургические энергии: электрокоагуляция, аргоноплазменная коагуляция, радиоволновая хирургия, эндоклипирование" предполагает:

1. Владение системой знаний по принципам и технике выполнения электрохирургии, аргоноплазменной коагуляции и радиоволнового воздействия.
2. Владение системой знаний по правилам безопасности при осуществлении высокочастотных воздействий в эндоскопии.
3. Умение выполнить электрохирургическую и радиоволновую полипэктомию.
4. Владение знаниями техники выполнения эндоскопического гемостаза при неварикозных кровотечениях из верхних отделов пищеварительного тракта с использованием различных методик.

3. Содержание курса

Основные разделы

1. Электрохирургия.
2. Аргоноплазменная коагуляция.
3. Радиоволновая хирургия.
4. Методики оперативной эндоскопии.

Тематика разделов

Раздел I. Электрохирургия.

Тема 1. Определение электрохирургии. Историческая справка Основные понятия об электричестве. Определение высокочастотной (ВЧ) электрохирургии. История развития электрохирургии. Определение электричества. Электрический ток. Сила тока. Электрическая цепь. Свойства электричества. Постоянный ток. Переменный ток. Частота переменного тока. Импеданс и сопротивление. Напряжение электрического тока. Мощность электрического тока. Закон Ома.

Тема 2. Принципы электрохирургии.

Электрокаутеризация и электрохирургия. Различия между методикой электрокаутеризации и электрохирургическим воздействием.

Спектр частот переменного тока. Электролитический эффект тока. Тепловой эффект тока. Электрический ток бытовой частоты. Корреляция между нейромышечной стимуляцией и частотой электрического тока. Эффект Фарадея. Спектр частот, в котором может быть выполнена безопасная электрохирургия. Диапазон частот электрохирургических генераторов.

Монополярная и биполярная электрохирургия. Биполярная и монополярная электрические цепи. Ограничения и преимущества биполярной электрохирургии.

Плотность электрического тока. Интенсивность выработки тепла как функция плотности тока. Электроды монополярной цепи и плотность электрического тока. Закон Джоуля-Ленца.

Воздействие высокой температуры на клетку.

Механизм электрохирургического рассечения и коагуляции. Электрохирургическое рассечение ткани (резание). Необходимые условия для осуществления электрохирургического рассечения. Механизм резания. Типы электродов для рассечения. Электрохирургическая коагуляция. Резание, коагуляция и общий эффект воздействия на ткань.

Форма волны и эффект воздействия на ткань. Режимы вывода электрохирургического генератора. Твердотельный генератор. Непрерывная (постоянная) форма высокочастотной волны. Зависимость эффекта воздействия на ткань от пикового напряжения непрерывной ВЧ волны.

Модулированная форма волны. Зависимость тканевого эффекта от модуляции формы волны и напряжения. Рабочий цикл модулированной формы волны.

Мощность и время воздействия. Влияние мощности и времени воздействия тока на изменение тканевого эффекта.

Кривые мощности и микропроцессорный контроль генератора. Основные типы кривых подачи мощности. Кривая мощности малого радиуса (narrow power curve). Кривая мощности большого радиуса (режим постоянной мощности – constant power). Микропроцессорная технология контроля уровня мощности генератора. Система мгновенного отклика (Instant Response, Valleylab). Оценка эффективной мощности (ОЭМ). Режим EndoCut (ERBE).

Электрохирургические эффекты воздействия на ткань. Электрохирургическое резание (диссекция). Режущая форма электрохирургической волны. Влияние на глубину краевого гемостаза при резании напряжения, рабочего цикла волны, типа электрода и скорости продвижения электрода. Фульгурация (бесконтактная, искровая коагуляция). Коагулирующая форма волны. Механизм фульгурации. Спрэй-коагуляция. Характеристики бесконтактной коагуляции. Десикация (контактная, тепловая коагуляция). "Мягкая" коагуляция. Форсированная коагуляция. Правила осуществления контактной коагуляции. Абляция. Коаптация (коаптивная коагуляция).

Тема 3. Вопросы безопасности в электрохирургии.

Имплантируемые кардиостимуляторы и дефибрилляторы. Потенциальные опасности осуществления электрохирургии у пациентов с имплантируемыми электронными устройствами. Рекомендации Американского общества гастроинтестинальной эндоскопии (ASGE), касающиеся применения электрохирургии при эндоскопии у пациентов с имплантированными кардиальными устройствами (2007 г.).

Заземлённый и изолированный выводы генератора. Заземлённая электрохирургическая система. Опасности, возникающие при использовании заземлённых систем. Аномальные ответвления тока. Токи утечки по альтернативным путям. Ожоги в альтернативных точках. Изолированная электрохирургическая система. Преимущества изолированной системы.

Безопасность электрода пациента. Функция электрода пациента. Причины развития ожогов в месте контакта электрода. Условия, которые необходимо соблюсти для предотвращения развития ожога в области контакта электрода пациента. Правила фиксации металлической пластины пациента, требующей влажной прокладки. Виды электродов пациента, используемых в современных условиях. Правила размещения электрода на теле пациента. Автоматические системы контроля пластины пациента. Система безопасной эксплуатации нейтрального электрода NESSY (ERBE). Система мониторинга качества контакта REM (Valleylab).

Непредвиденные контактные ожоги. Правила, которые необходимо соблюдать, чтобы предотвратить непредвиденные контактные ожоги.

Прямой пробой. Правила, которые необходимо соблюдать, чтобы предотвратить прямой пробой.

Ёмкостный пробой и интерференция. Ёмкостный конденсатор. Ёмкостный пробой. "Блуждающие" ("паразитные") токи. Кабель обратной связи с эндоскопом (S-кабель, Olympus).

Реакция пациента на электрохирургическое воздействие.

Взрывоопасные газы. Меры предотвращения возгорания и взрыва газов в толстой кишке.

Осложнения электрохирургии. Основные виды осложнений электрохирургии. Поражения током низкой частоты. Причины поражения током низкой частоты. Ожоги пациента вследствие поражения током высокой частоты.

Подготовка пациента и аппаратуры к электрохирургии. Подготовка пациента. Укладка пациента на операционном столе. Подготовка и размещение электрохирургического блока и соединительных кабелей. Аппликация электрода пациента. Контроль электрохирургического оборудования, эндоскопа и инструментария перед началом операции.

Правила безопасности электрохирургии. Главные принципы безопасности при электрохирургических вмешательствах через эндоскоп.

Раздел II. Аргонплазменная коагуляция.

Тема 4. Принцип аргонплазменной коагуляции и оборудование. Ионизация аргона. Аргонная плазма. Принцип аргонплазменной коагуляции (АПК). Система АПК. Отличие АПК от классической десикации. АПК-аппаратура. Виды зондов-аппликаторов.

Тема 5. Техника АПК, осложнения и принципы безопасности. Технические особенности выполнения АПК в эндоскопии. Опасности и возможные осложнения АПК. 10 основных правил применения АПК для эндоскопии с помощью гибких эндоскопов. Ограничение мощности и продолжительность интервала воздействия при АПК в гастроэнтерологии.

Тема 6. Показания к применению АПК в эндоскопии. Эндоскопический гемостаз методом аргонплазменной коагуляции. Абляция (девитализация тканей). Другие показания к применению АПК. Основные преимущества АПК.

Раздел III. Радиоволновая хирургия. Области применения радиоволнового воздействия в медицине.

Тема 7. Принципы радиоволновой хирургии и оборудование. Спектр частот радиоволновой хирургии. Радиоволновой генератор "Сургитрон". Режимы работы радиоволнового генератора. Антенная пластина и радиоволновые активные электроды. Механизм радиоволнового воздействия. Особенности радиоволнового воздействия на ткань. Преимущества и недостатки радиоволновой хирургии.

Тема 8. Применение радиоволновой хирургии в эндоскопии. Области применения радиоволнового воздействия в гибкой эндоскопии. Радиоволновая полипэктомия. Радиоволновой эндоскопический гемостаз. Местная радиоволновая терапия гастродуоденальных язв. Радиоволновая расширенная эндоскопическая биопсия.

Раздел IV. Методики оперативной эндоскопии.

Тема 9. Эндоскопическая полипэктомия и резекция слизистой оболочки.

Подготовка к эндоскопической полипэктомии и резекции слизистой. Приподнимание (элевация) полипа или участка изменённой слизистой. Подслизистая инъекция. Позиционирование электрохирургической петли. Специфические особенности петельных электродов.

Эндоскопическая полипэктомия. Пре-коагуляция. Особенности удаления небольших полипов. Особенности удаления полипов на ножке. Особенности удаления полипов на широком основании.

Эндоскопическая резекция слизистой оболочки. Техника выполнения эндоскопической резекции слизистой оболочки EMR (этапы вмешательства). Наиболее распространённые методики EMR. Эндоскопическая диссекция в подслизистом слое (ESD).

Осложнения полипэктомии и резекции слизистой и их профилактика. Кровотечение (интраоперационное и отсроченное). Перфорация. Термическая электрохирургическая травма вне зоны эксцизии.

Тема 10. Эндоклипирование. Показания к применению эндоклипирования.

Тема 11. Эндоскопический гемостаз. Необходимые технические и организационные условия для выполнения эндоскопического гемостаза.

Методы эндоскопического гемостаза при неварикозных кровотечениях пищеварительного тракта. Инъекционные методы гемостаза. Термические методы гемостаза. Механические методы гемостаза.

Давыдова Светлана Викторовна

Кандидат медицинских наук,
ассистент кафедры факультетской хирургии
Российского университета дружбы народов
Давыдова Светлана Викторовна.

Окончила в 1997 г. медицинский факультет Российского университета дружбы народов, в 2001 г. – клиническую ординатуру по специальности эндоскопия и ультразвуковая диагностика на кафедре хирургии РУДН на базе городской клинической больницы № 64 г. Москвы. С 2000 по 2006 гг. работала в должности заведующей лабораторией кафедры факультетской хирургии РУДН, с 2004 г. по настоящее время является ассистентом той же кафедры. С 2000 г. по настоящее время работает врачом-эндоскопистом по оказанию экстренной помощи в ГКБ № 64. В 2003 г. защитила кандидатскую диссертацию по специальности "14.00.27 хирургия" по теме "Сравнительная оценка дренирующих операций при опухолях билиопанкреатодуоденальной области, осложнённых механической желтухой". Имеет высшую квалификационную категорию по специальности "эндоскопия". С 2004 г. является преподавателем сертификационных курсов кафедры диагностики и хирургии ФПК МР РУДН по программе "Эндоскопия". Опубликовано более 40 научных работ.

Преподаёт студентам РУДН
курс общей и факультетской хирургии.



Фёдоров Александр Георгиевич



Кандидат медицинских наук, доцент Фёдоров Александр Георгиевич.

Родился 8 декабря 1965 года. Окончил в 1989 году Горьковский медицинский институт им. С.М. Кирова по специальности лечебное дело. В 1990 году начал работу ассистентом на кафедре травматологии и ортопедии Нижегородской медицинской академии, преподавал курс военно-полевой хирургии. С 2000 г. работал ассистентом, а с 2005 г. – доцентом кафедры факультетской хирургии Российского университета дружбы народов. В 2003 году защитил кандидатскую диссертацию “Тактико-технические аспекты эндоскопического лечения холедохолитиаза и стеноза большого дуоденального сосочка” по специальности 14.00.27 “хирургия”. Ведёт активные научные исследования и разработки в области оперативной эндоскопии пищеварительного тракта. Автор более 60 научных работ в области хирургии и оперативной эндоскопии.

Преподаёт студентам РУДН курс общей и факультетской хирургии.