

Н.В.Завада

**ОСНОВНЫЕ ПРИНЦИПЫ
ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИИ
ПРИ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВАХ
НА ОРГАНАХ БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ**



Минск
БелМАПО
2017

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

БЕЛОРУССКАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ
ПОСЛЕДИПЛОМНОГО ОБРАЗОВАНИЯ

Н.В.Завада

**ОСНОВНЫЕ ПРИНЦИПЫ ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИИ
ПРИ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВАХ
НА ОРГАНАХ БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ**

Учебное пособие для врачей-хирургов

Минск БелМАПО
2017

УДК 617.55-089-72:615.476.6:621/.3]-035(075.9)

ББК 54.54я73

3 13

Рекомендовано в качестве учебного пособия для врачей-хирургов
НМС ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования»
протокол № 9 от 08.11.2017

Автор:

Н.В.Завада д.м.н. профессор, профессор кафедры неотложной хирургии

Рецензенты:

Ведущий хирург ГУ «432-й Главный военный клинический медицинский центр вооруженных сил Республики Беларусь», кандидат медицинских наук, доцент А.П.Трухан
Заместитель главного врача по хирургии УЗ «Городская клиническая больница скорой медицинской помощи» г. Минска, кандидат медицинских наук И.Е.Шиманский

Завада Н.В.

Основные принципы применения электрохирургии при оперативных вмешательствах на органах брюшной полости: учебн. пособие для врачей-хирургов / Н.В.Завада. – Минск.: БелМАПО, 2017. - 62 с.

ISBN 978-985-584-187-7

В соответствии с программой обучения на курсах повышения квалификации по неотложной хирургии органов брюшной полости и эндоскопии на кафедре неотложной хирургии БелМАПО приведены данные по общей характеристике, области применения электрохирургии, основных физических и медико-биологических эффектах электрохирургического воздействия в 6 режимах работы генераторов. Описаны наиболее частые осложнения электрохирургии и даны конкретные рекомендации по их профилактике при выполнении традиционных (открытых) и эндовидеолапароскопических операций.

Издание предназначено для врачей-хирургов, эндоскопистов, клинических ординаторов, студентов медицинских университетов и инт

УДК 617.55-089-72:615.476.6:621/.3]-035(075.9)

ББК 54.54я73

ISBN 978-985-584-187-7

© Завада Н.В., 2017

© Оформление БелМАПО, 2017

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность проблемы надежной остановки кровотечения при выполнении оперативных вмешательств на органах брюшной полости не вызывает сомнения.

Стремительное внедрение в медицинскую практику новейших технологий расширило объем и диапазон оперативных вмешательств, в процессе выполнения которых до 85% времени занимает обеспечение гемостаза.

Многочисленные способы местного гемостаза по основному воздействию фактору разделяют на 2 группы:

1. Физический: механический (тампонирование, прошивание, лигирование, клипирование); термовоздействие (тампоны с горячим физиологическим раствором, криовоздействие, горячий пар, горячий воздух); электрокоагуляция (монополярная, биполярная, мультиполярная); лазерная, плазменная коагуляция и другие.

2. Химический: орошение растворами (гемостатическими, сосудосуживающими, коагулирующими); нанесение пленкообразующих гемостатических препаратов (клеевыми композициями) и другие.

Основным способом разделения и коагуляции тканей, на сегодняшний день, в открытой и эндовидеолaparоскопической хирургии остается электрохирургический. Этот метод прекрасно зарекомендовал себя при кровотечениях из сосудов диаметром до 1 мм.

Надежная интраоперационная остановка кровотечения при диссекции тканей является основным условием качественного выполнения эндовидеоскопических оперативных вмешательств на печени и желчевыводящих путях.

Хирурги в большинстве организаций здравоохранения республики для остановки кровотечения во время выполнения лапароскопических операций применяют только электрокоагуляцию. При этом необходимо отметить, что многие хирурги не представляют в деталях особенностей взаимодействия различных видов физической энергии с тканями и недооценивают последствия при неправильном их использовании во время выполнения оперативных вмешательств.

В основу настоящей работы положен многолетний опыт применения электрохирургических генераторов при выполнении как традиционных (открытых), так и лапароскопических оперативных вмешательств в абдоминальной хирургии. Изучены многочисленные литературные источники, проведен анализ собственных ошибок и осложнений электрохирургии и даны конкретные рекомендации по их профилактике. Выражаю надежду, что изложенные в данном учебном пособии материалы будут полезны врачам-хирургам, клиническим ординаторам, слушателям курсов повышения квалификации, студентам медицинских университетов и врачам-интернам.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОКОАГУЛЯЦИИ В ХИРУРГИИ

Наибольшее развитие и применение в хирургической практике получила высокочастотная электрохирургия (ВЧЭХ). Метод местного гемостаза с использованием ВЧЭХ, по сравнению с традиционным (рис. 1), имеет ряд преимуществ:

- рассечение тканей и гемостаз выполняется одним движением инструмента. Последующая коагуляция сосудов не требует его замены в ходе операции;
- исчезает потребность в использовании и оставлении в тканях инородных тел - шовного материала или металлических клипс и скобок;
- высокая температура в зоне рабочего электрода отвечает требованиям асептики и абластики;
- существенно сокращается время выполнения отдельных этапов операций;
- уменьшается кровопотеря и число послеоперационных осложнений;
- достигается лучший обезболивающий и косметический эффект;
- уменьшается посттравматическое воспаление тканей;
- использование в ходе операции микропроцессорной интеллектуальной системы работы генератора позволяет уменьшить зону коагуляционного поражения тканей и создать благоприятные условия для заживления ран в послеоперационном периоде;
- низкая стоимость метода, так как используются простые и недорогие инструменты.



Рис. 1. Оперативные вмешательства в начале прошлого века

Рассечение тканей и остановка кровотечения ВЧЭХ проводится при выполнении:

- **открытых (традиционных)** хирургических, травматологических, урологических, нейрохирургических, онкологических, кардиохирургических, гинекологических, торакальных и других видах оперативных вмешательств;

- **эндовидеохирургических** (лапароскопических, торакоскопических, артроскопических и других) операций (рис. 2).

Основная сфера применения электрохирургического генератора (ЭХГ) – операционные и перевязочные стационаров и поликлиник, где требуется выполнение традиционных открытых, эндохирургических и амбулаторных операций.



Рис. 2. Высокочастотная электрохирургия при выполнении эндовидеолапароскопической операции

ФИЗИЧЕСКИЕ И МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИЕ ЭФФЕКТЫ, НА КОТОРЫХ ОСНОВАН ПРИНЦИП ДЕЙСТВИЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИХ ГЕНЕРАТОРОВ

В основу работы ЭХГ положена способность *преобразования* в биологических тканях **высокочастотных электрических сигналов в тепловую энергию.**

Выработанные ЭХГ электрические сигналы определенной формы и частоты, проходя через ткани, встречают сопротивление. При этом и происходит выделение тепла. Считается, что используемый для этих целей ток с частотой выше 350 килогерц (кГц) **не оказывает отрицательного влияния на эндогенные электрические потенциалы человеческого организма** (рис. 3). Он приводит к развитию желаемых тепловых эффектов без нейромышечной стимуляции.

При прохождении электрического тока через ткани внутри клеток ионы возбуждаются и начинают двигаться с выделением свободной энергии. По мере продолжительности и усиления этого явления клетки начинают нагреваться. Температура ткани при этом повышается прямо пропорционально следующим факторам: продолжительности пропускания тока, сопротивления тканей, мощности и плотности электрического тока.

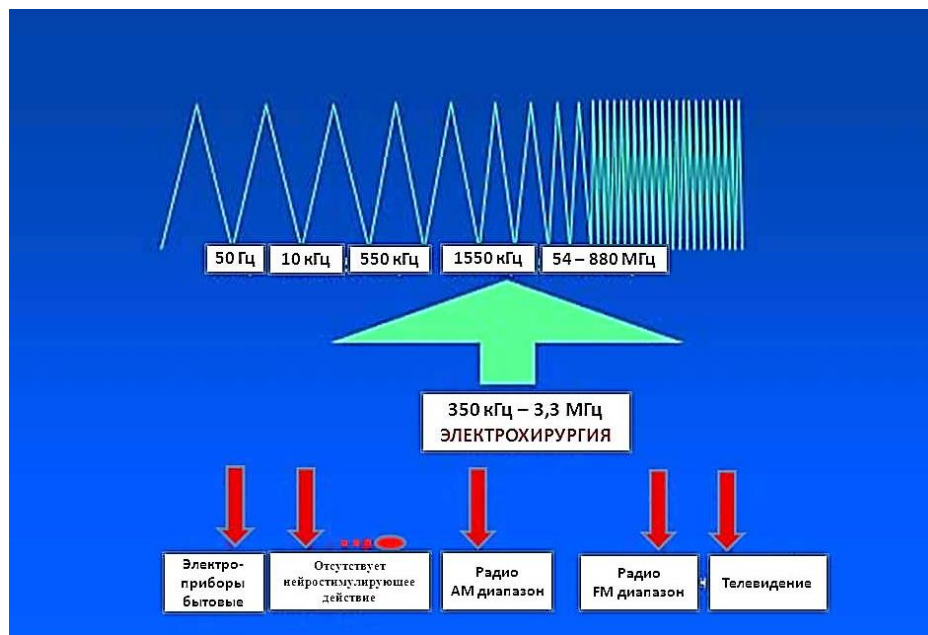


Рис. 3. Диапазон частот, в которых действует электрохирургия

Если биологическая ткань является хорошим проводником, то через нее ток легко проходит из-за маленького сопротивления. При этом тепло будет выделяться медленно. **Сопротивление электрическому току в живой биологической ткани обратно пропорционально содержанию в ней воды.** Наиболее сильный ток будет проходить через ткани, содержащие больше воды. В костной ткани ток будет более слабый (рис. 4)



Рис 4. Сила электрического тока уменьшается в ряду: кровь – нервы – мышцы – жировая ткань – кости

При работе ЭХГ в зависимости от температуры в тканях могут быть достигнуты различные тканевые эффекты:

- при температуре до 45°C повреждающего действия на ткани с нормальным кровообращением не наблюдается.
- при температуре от 45°C до 70°C степень повреждения тканей зависит от длительности воздействия.
- при температуре от 70°C до 100°C происходит денатурация коллагена и гибель клетки с образованием струпа.
- при температуре выше 100°C происходит испарение внутриклеточной жидкости.
- при температуре 200°C и выше – клетки распадаются до неорганических соединений.

Считают, что воздействию на биологические ткани температуры выше 40°C (гипертермия) в тканях происходят изменения в клеточных мембранах и во внутриклеточных молекулярных структурах, а также формирование отеков, при температуре выше 60°C наступает коагуляция внутриклеточных протеинов, при 100°C – vaporization жидкости из ткани, при 150°C и выше – карбонизация (обугливание) и выше 300°C – vaporization (выпаривание) всей ткани.

Необходимое условие работы ЭХГ - создание электрической цепи, по которой движется ток, производя резание или коагуляцию.

Компоненты цепи различны при использовании монополярной и биполярной электрохирургии (рис. 5).

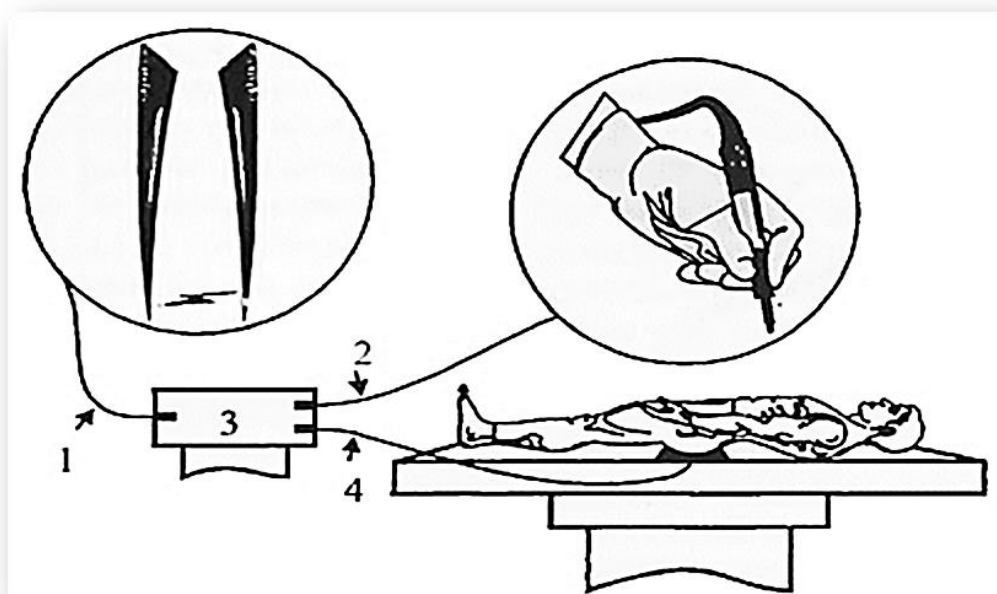


Рис. 5. Модель электрохирургического воздействия
 1 - биполярная коагуляция; 2 - монополярная технология;
 3 - электрохирургический аппарат; 4 –электрод пациента («пассивный»)

МОНОПОЛЯРНАЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЯ

При монополярной электрохирургии всё тело пациента представляет проводник. Электрический ток проходит через него от электрода врача («активный» электрод) к электроду пациента (рис. 6). При этом используется переменный ток, где нет постоянного движения заряженных частиц от одного полюса к другому, а происходит их быстрое колебание.

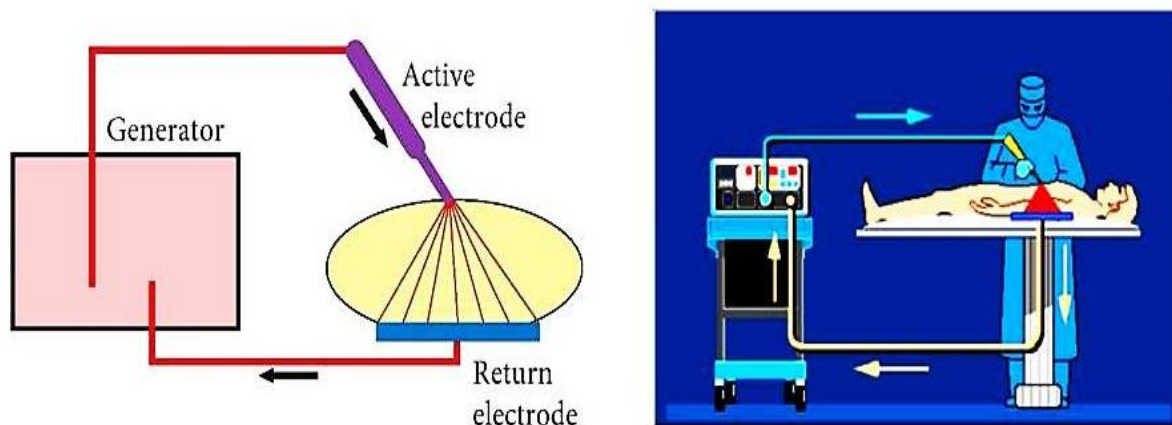


Рис. 6. Модель монополярной электрохирургии

Электроды врача и пациента различаются между собой по размеру, площади соприкосновения с тканями и относительной проводимости. Ранее их называли активным и пассивным (возвратным) электродами соответственно.

Термин "пассивный электрод" обуславливает недостаточное внимание медиков к этой пластине, способной стать источником серьёзных осложнений.

При работе генератора в режиме монополярной электрохирургии следует различать (рис. 7) цепь врача и цепь пациента:

- первая включает в себя электрод врача и кабель, соединяющий его с электрохирургическим генератором;
- вторая - электрод пациента и кабель, соединяющий его с заземлённым гнездом генератора.

Когда активный электрод прикасается к тканям, цепь оказывается замкнутой. При этом его обозначают как электрод под нагрузкой.

Наибольший ток всегда идёт по пути наименьшего сопротивления от одного электрода к другому. При равнозначном сопротивлении тканей ток всегда выбирает кратчайший путь.

Электрод пациента представляет собой токопроводящую пластину с площадью, достаточной для электрохирургического воздействия на ткани его тела. Установлено, что величина максимальной мощности аппарата не должна превышать $1,5 \text{ Вт/см}^2$. В 300-ваттном аппарате электрод пациента должен иметь площадь не менее 200 см^2 .

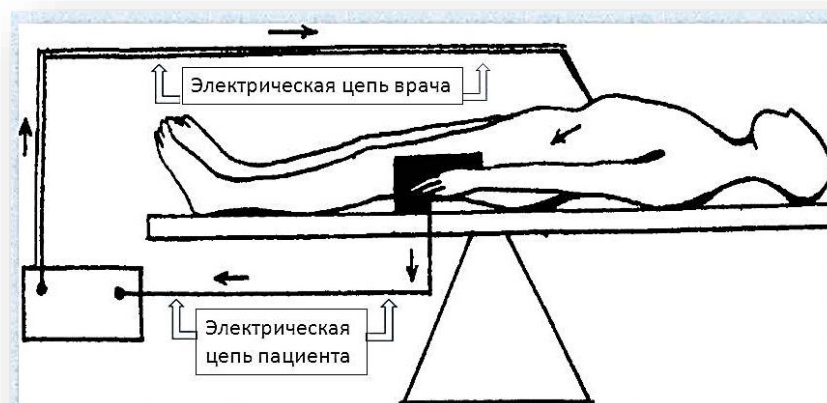


Рис. 7. Электрическая цепь врача и пациента при использовании монополярной электрохирургии

Монополярная электрохирургия - наиболее распространённая система подачи радиочастотного тока как при традиционных (открытых), так и при лапароскопических вмешательствах. Она достаточно проста и удобна.

Применение монополярного электрохирургического лечения в течение более 90 лет **показало его безопасность и эффективность в хирургической практике.**

Его используют как для *рассечения (резания), так и для коагуляции тканей.*

Режим резания

В режиме резания подают **немодулированный** (непрерывная форма волны) переменный ток низкого напряжения (рис. 8).

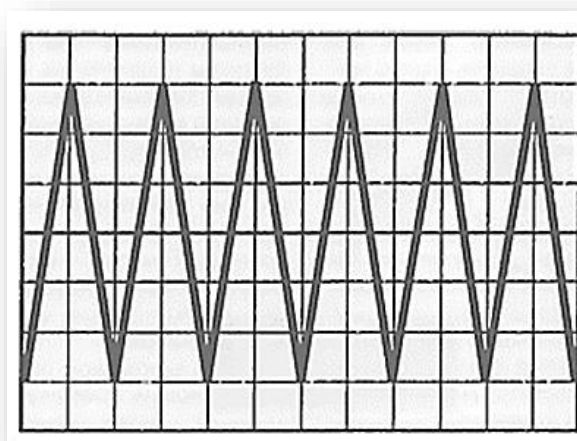


Рис. 8. Рассечение ткани при монополярной электрохирургии в режиме резания достигается благодаря немодулированным колебаниям тока

Детали механизма резания до конца не ясны. Считают, что механизм резания связан с тем, что под воздействием тока происходит непрерывное движение ионов внутри клетки. Это приводит к резкому повышению температуры и **выпариванию внутриклеточной жидкости**. При этом объем клетки мгновенно возрастает, происходит ее взрыв и оболочка лопается. Клетка разрушается. Освобожденные газы рассеивают теплоту, не позволяя перегреваться более глубоким слоям тканей. Поэтому ткани **рассекаются с небольшой боковой температурной передачей и минимальной зоной некроза**. Струп раневой поверхности при этом ничтожен (рис. 9).

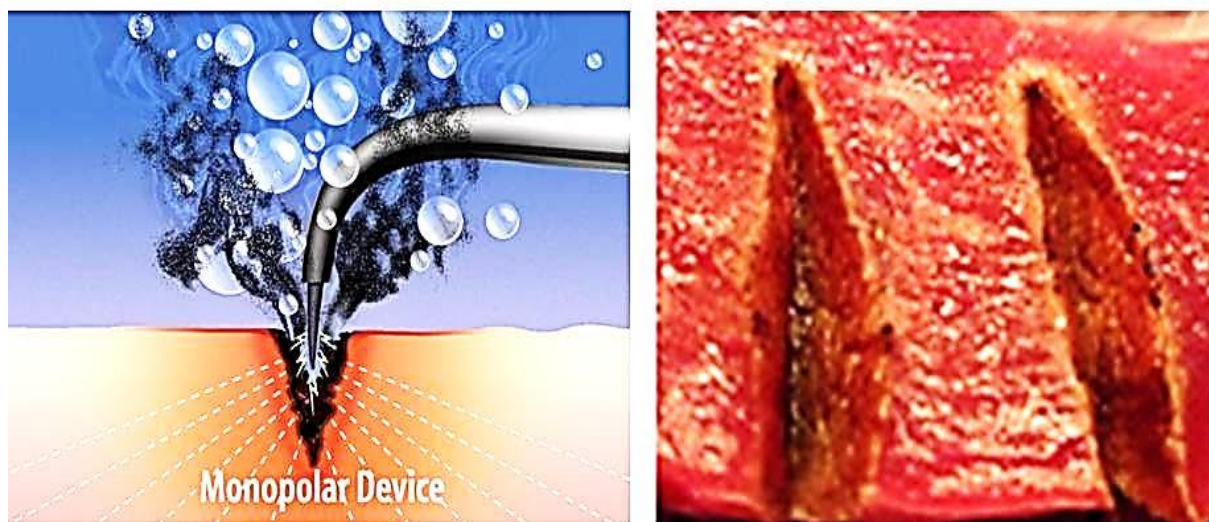


Рис. 9. Рассечение тканей с использованием электрохирургического генератора в режиме резания

Из-за поверхностной коагуляции **гемостатический эффект в режиме резания выражен незначительно**.

Таким образом, в режиме резания вследствие интенсивного нагрева ткани под электродом ее клеточная и межклеточная жидкости мгновенно (со взрывом) испаряются и разрывают ткань.

Величина тока и скорость движения активного электрода определяют глубину разреза (обычно несколько миллиметров) и степень коагуляции тканей. При более быстром движении электрода по краям раны остается только тончайший слой коагулированной ткани и разрез почти не отличается от разреза скальпелем. При необходимости одновременно с разрезом получить струп, например, при операциях на сильно кровоточащих тканях, активный электрод перемещают медленнее.

Режим коагуляции

В режиме коагуляции используют модулированный (*импульсный*) переменный ток с высоким напряжением (рис. 10). Наблюдают всплеск

электрической активности с последующим постепенным затуханием синусоидальной волны. ЭХГ подаёт напряжение только в течение 6% времени. В промежутке прибор не производит энергию, ткани остывают. Нагревание тканей происходит не так быстро, как при резании.

Механизм коагуляции связан с тем, что нагревание тканей происходит не так быстро, как при резании. **Короткий всплеск высокого напряжения приводит к деваскуляризации ткани, но не к выпариванию, как в режиме резания.**

Во время паузы происходит высушивание клеток. К моменту следующего электрического пика «сухие» клетки обладают возросшим сопротивлением, приводящим к большему рассеиванию теплоты и дальнейшему более глубокому высушиванию тканей. Это обеспечивает минимальное рассеечение с максимальным проникновением энергии в глубину тканей, денатурацией белка и образованием тромбов в сосудах.

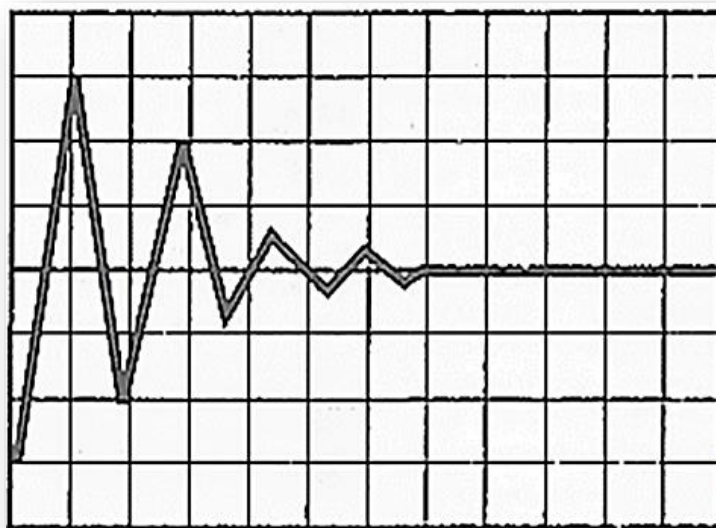


Рис. 10. Коагуляция ткани при монополярной электрохирургии в режиме коагуляции достигается благодаря модулированным колебаниям тока

Так ЭХГ реализует коагуляцию и гемостаз. По мере высушивания ткани её сопротивление возрастает до тех пор, пока поток практически не прекратится (рис. 11). Дальнейшая коагуляция оказывается неэффективной.

Электрическое сопротивление ткани при ее обезвоживании растёт, что приводит к увеличению мощности в перегретом участке и к дальнейшему росту электрического сопротивления ткани.

По мере возрастания электрического сопротивления выделение энергии в глубинных слоях недокоагулированной ткани падает и в конечном итоге прекращается.

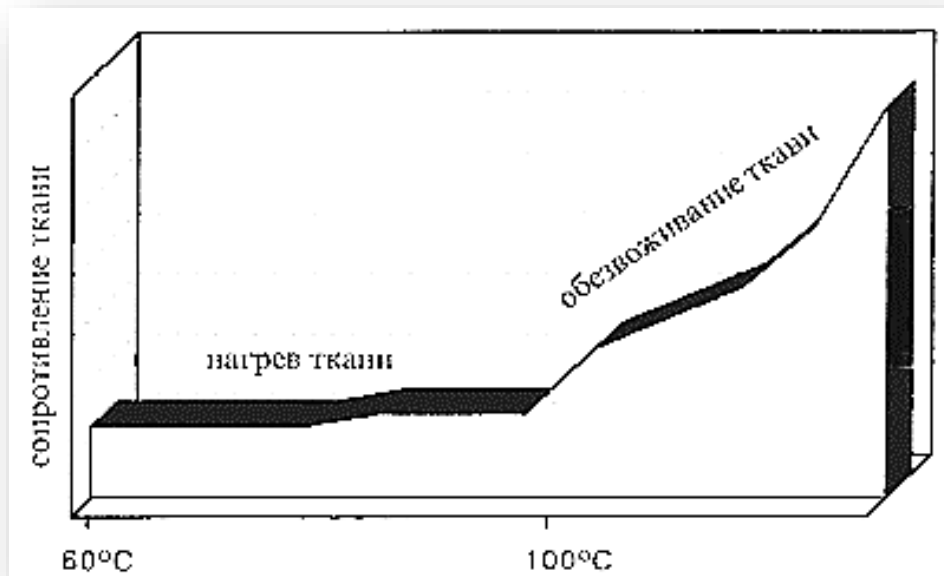


Рис. 11. Зависимость сопротивления тканей от температуры в месте воздействия электрода в режиме монополярной коагуляции

Следует помнить, что необоснованное увеличение мощности при использовании ЭХГ может привести к усилению кровоточивости тканей (рис. 12).

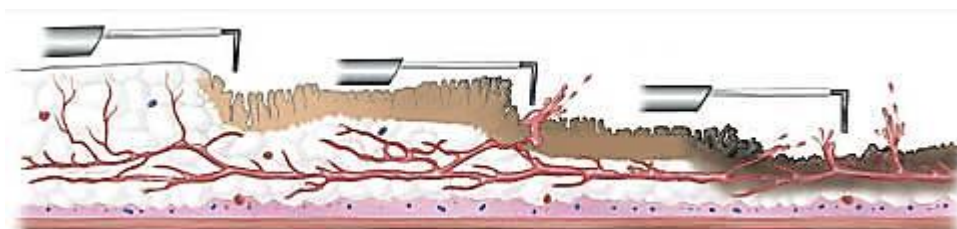


Рис. 12. Выбор мощности при работе электрохирургическими инструментами должен быть адекватным задачам выполнения того или иного этапа операции.

Таким образом, при работе ЭХГ **в режиме коагуляции** используется модулированный (импульсный) переменный ток высокого напряжения. **Обязательным условием** является возникновение всплеска электрической активности с последующим постепенным затуханием синусоидальной волны. *ЭХГ подводит электрический сигнал к тканям только в течение 6% длительности периода одного цикла воздействия. За 94% длительности одного цикла воздействия - ткани остывают.*

Глубокое высушивание (дисиикация) возникает там, где электрод касается ткани. Участок поражения невелик по площади, но значителен по глубине.

Это создает опасность в зоне расположения жизненно важных структур, например, в треугольнике Кало.

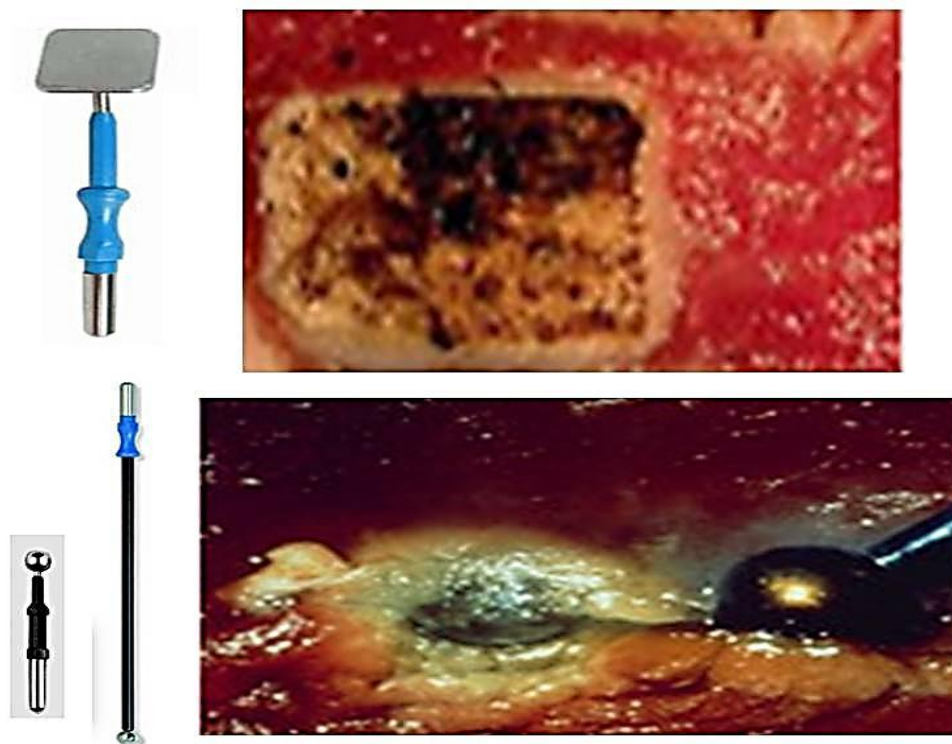


Рис 13. Коагуляция тканей с использованием электродов различной формы.

Глубина воздействия на ткани пропорциональна изменению мощности электрохирургического генератора.

При электрокоагуляции активный электрод в форме шара или диска плотно прижимается к ткани, после чего на несколько секунд включается высокочастотный ток. Ткань под электродом нагревается до температуры 60-800°C, при которой происходит необратимое свертывание тканевых белков (рис. 13). Внешне это проявляется в побелении ткани около краев электрода. При электрокоагуляции ткань не разделяется, а подвергается обезвоживанию и высыханию. Глубина действия электрокоагуляции обычно не превышает диаметра примененного электрода, что объясняется резким уменьшением плотности тока с увеличением расстояния от электрода.

Смешанный режим

Смешанные потоки формируют при напряжении большем, чем при режиме резания, но меньшем, чем при режиме коагуляции. Другое отличие от режима коагуляции - большее число невыпадающих импульсов.

Смешанный ток – это импульсный ток с амплитудной модуляцией.

Смешанный режим обеспечивает высушивание прилежащих тканей (коагуляцию) с одновременным резанием (рис. 14 Б). Современные ЭХГ

имеют несколько смешанных режимов с различным соотношением обоих эффектов.

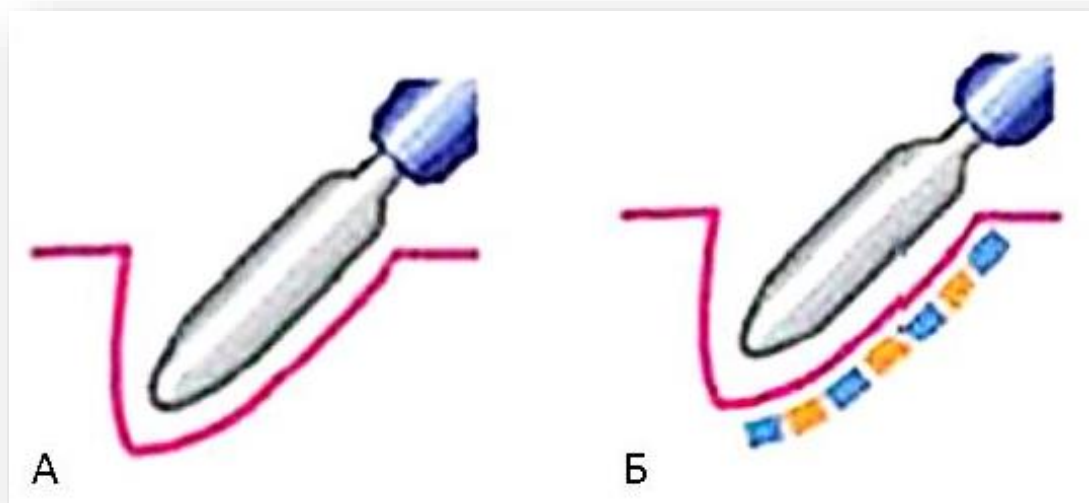


Рис. 14. Схема воздействия на ткани электрода в режиме чистого резания – рассечение ткани с минимальным уровнем гемостаза (А) и смешанного режима – разрез с коагуляцией (Б).

Единственная изменяемая величина, обуславливающая разделение функции разных волн (одна волна режет, а другая коагулирует ткань), - количество производимого тепла. Большая теплота, выделившаяся быстро, даёт резание, то есть выпаривание тканей. Небольшая теплота, выделившаяся медленно, даёт коагуляцию, то есть высушивание.

Спрей-коагуляция (фульгурация)

Используется, как правило, в определенных клинических ситуациях, когда возникает **необходимость в поверхностном разрушении ткани энергией с высокой мощностью** (рис. 15). Во время проведения спрей-коагуляции электрод не касается ткани, между тканью и электродом образуется электрическая дуга (**бесконтактной поверхностной коагуляцией**). Зазор между тканью и электродом может составлять от 3 до 8 мм.

Энергия распределяется в виде пучка искр по поверхности ткани. Считается большинством исследователей, что глубина поражения тканей при этом минимальна. Это связывают с поверхностным воздействием, так как плотность тока при фульгурации мала.

Этот метод удобен для остановки неглубокого диффузного капиллярного кровотечения, как из мягких тканей, так и из паренхиматозных органов. Он может использоваться также для удаления татуировок, при выполнении операций в амбулаторной хирургии, косметологии и дерматологии. Считают,

что это идеальный режим, когда необходимо проведение поверхностной деструкции ткани на максимальной площади.

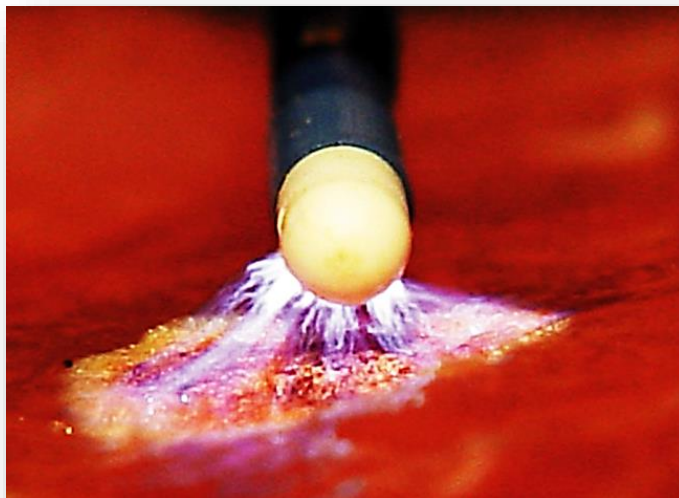


Рис. 15. Электрохирургическое воздействие в спрей-режиме осуществляется благодаря мощному разряду, образуемому между электродом и тканью.

Глубина воздействия на ткани пропорциональна изменению мощности электрохирургического генератора. Для достижения гемостатического эффекта при поверхностных диффузных кровотечениях врач нередко увеличивает мощность ЭХГ в этом режиме. Однако следует помнить, что при этом могут возникать «шальные токи» ёмкостного эффекта, что особенно опасно в эндовидеохирургии.

Для достижения эффектов электрокоагуляции или электрорассечения электрод должен соприкасаться с тканью (рис. 16 А). При бесконтактной SPRAY-коагуляции, или фульгурации электрод не контактирует с тканями, а удерживается на некотором отдалении от них (рис 16 В).

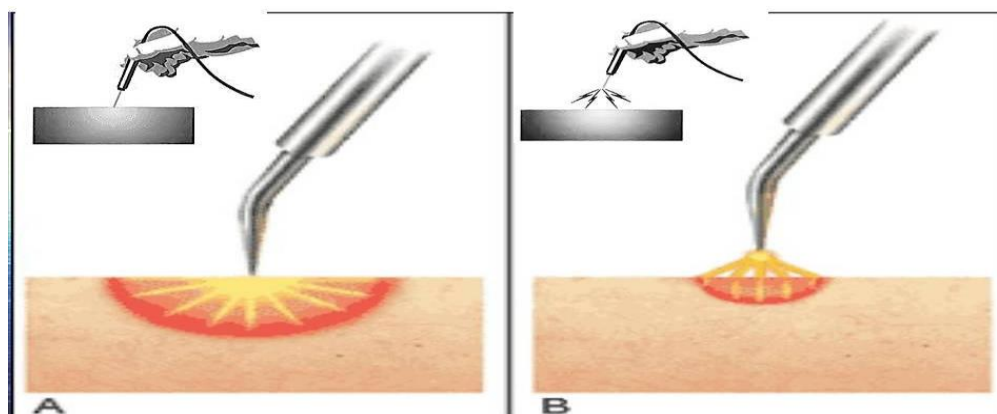


Рис. 16. Принцип работы электрокоагуляции (А) и фульгурации (В).

Таким образом, при использовании электрохирургических генераторов (ЭХГ) во время выполнения оперативных вмешательств **используются 4 основных режима для монополярной электрохирургии** (рис 17)



Рис. 17. Современная монополярная электрохирургия.

Плотность тока заряженных частиц генератора **прямо пропорциональна** силе тока и **обратно пропорциональна** квадрату площади проводника (рис. 18).

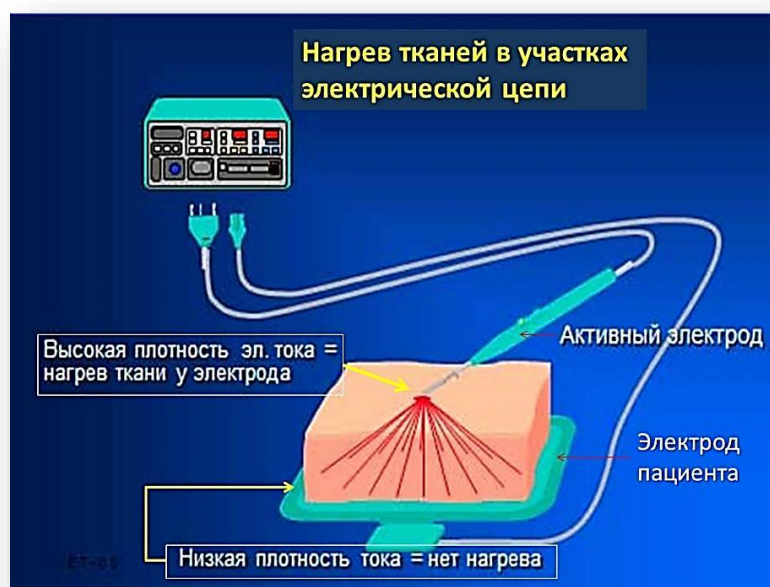


Рис. 18. Нагрев тканей при монополярной электрохирургии возникает только в области активного электрода

Электрический ток выделяет максимальную энергию в участке электрической цепи с *наибольшим сопротивлением и наименьшим диаметром проводника*.

Необходимое для электрохирургии значительно более интенсивное образование тепла в области воздействия обеспечивается применением **активного электрода** (Рис. 19 А) с **поверхностью в тысячи и десятки тысяч раз меньшей, чем поверхность второго («пассивного») электрода пациента** (Рис. 19 В, С). Тепло не выделяется в зоне электрода пациента, так как большая величина площади его пластины обуславливает рассеивание и низкую плотность тока (рис. 18).

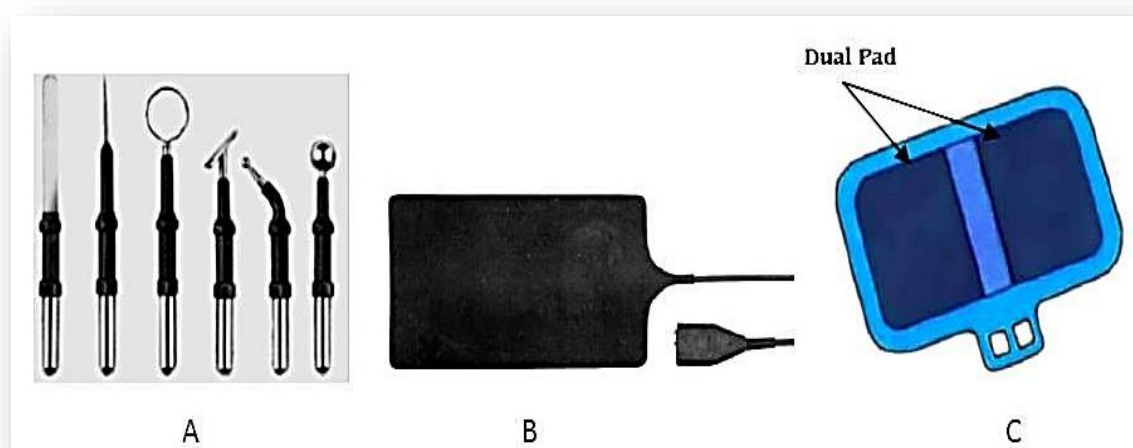


Рис. 19. Некоторые типы монополярных активных электродов (А), силиконовый (В) и двойной гибкий электроды пациента (С).

Следует отметить, что для каждого типа электрода существует определенная пороговая величина подводимой мощности, ниже которой рассечение или коагуляция тканей прекращается.

Электроды с **малой площадью рабочей поверхности** (петля, игла, нож) характеризуются **высокой скоростью рассечения ткани**, в то время как электроды с **относительно большой площадью рабочей части** (шар, бочонок, ролик) способствуют **формированию прочной коагуляционной спайки** (рис.20).

В медицинской литературе выделяют **5 основных факторов**, которые, по мнению авторов, **определяют действие высокочастотного тока на биологические ткани**: **сила и форма тока, электрические свойства ткани, продолжительность воздействия, размер и взаимное расположение двух электродов**.

При использовании монополярной электрохирургии плотность тока, а значит, степень, глубина и направление деструкции ткани, зависит не только от разности площади электродов, характеристик тока и длительности его

воздействия, но и от таких параметров, как **электропроводность тканей, давления электрода на ткань, скорость перемещения электрода, снижение проводимости ткани в процессе коагуляции.**

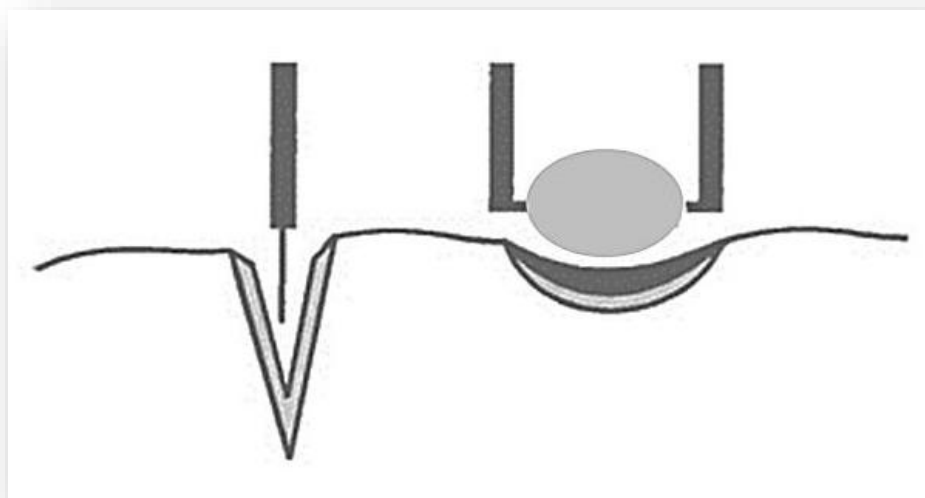


Рис. 20. Воздействие на ткань электродов с различной площадью активной поверхности.

На передней панели ЭХГ отражается его мощность. **Мощность** – это энергия, выделяемая ЭХГ в единицу времени в зоне «электрод – ткани». Она измеряется в ваттах (Вт) и имеет прямую зависимость от силы тока и напряжения.

Мощность отражает силу, которая рассеивается сопротивлением на электроде в замкнутой цепи, а **биологические эффекты определяются количеством тепловой энергии, которая освобождается в тканях.**

На выделяемую мощность оказывает влияние также и **сопротивление тканей**. При возрастании сопротивления на конкретном участке цепи резко увеличивается выделяемая мощность.

При работе с генератором **во время операции врач должен иметь возможность и уметь управлять мощностью**, меняя выходное напряжение в пределах условных единиц, отраженных на шкале передней панели аппарата.

При работе с генератором **в автоматическом режиме**, где используется **принцип обратной связи**, при возрастании сопротивления тканей не происходит опасного увеличения мощности. При большом сопротивлении падает выходное напряжение генератора и поэтому энергия, выделяемая им в тканях, меняется.

БИПОЛЯРНАЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЯ

При биполярной технологии оба выхода генератора соединены с двумя активными электродами, объединенными конструктивно в один биполярный электрод (рис. 21 А), который связан с электрохирургическим аппаратом одним двухпроводным кабелем (рис. 21 Б).

Электрохирургическое воздействие осуществляется каждым из активных электродов и захватывает только пространство между ними (Рис 20 С). Ток проходит лишь через небольшую порцию ткани, зажатую между браншами биполярного инструмента. Используют постоянное низкое напряжение и создают ток высокой частоты.

Биполярная электрохирургия менее универсальна, требует более сложных электродов, но безопаснее, так как воздействует на ткани локально. Она работает *только в режиме коагуляции*. Пластины пациента не применяют.

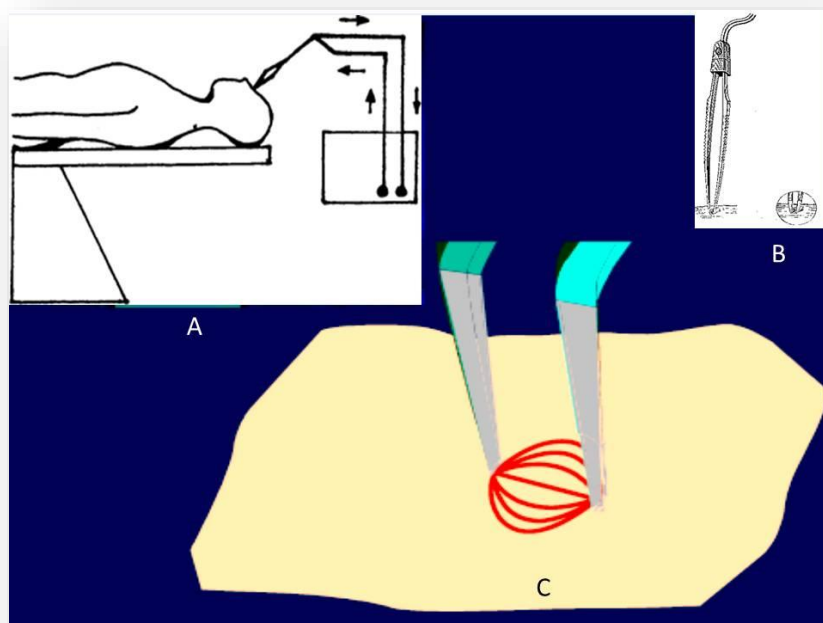


Рис. 21. Принцип работы биполярной коагуляции.

Использование биполярной электрохирургии ограничено отсутствием режима резания, а также эффектом выжигания поверхности и скоплением нагара на рабочей части инструмента. Прилипание тканей или сгустков к концам биполярных инструментов иногда приводит к повторному кровотечению при их удалении вместе с коагуляционным струпом.

Поэтому рабочие части инструментов при выполнении биполярной коагуляции **должны быть чистыми**. Следует также учитывать, что к обугливанию тканей и прилипанию их к электроду может привести возникающая искра между электродом и тканями в тех случаях, когда ЭХГ

включается до установления контакта браншей биполярного инструмента с зажатыми между ними тканями пациента. Несмотря на локальное воздействие в этом режиме, происходит боковое распространение тепла, которое связано с теплопроводностью тканей. Температура, достаточная для возникновения некроза тканей, может быть зарегистрирована на расстоянии до 2 см от точки коагуляции.

Современные ЭХГ, в том числе и «ЭХГ ИНТЕГРАЛ» (Республика Беларусь), оборудованы автоматическим программируемым таймером с настройкой для точного контроля подачи электроэнергии и системой для определения сопротивления тканей между двумя браншами электродов. При работе в автоматическом режиме отсутствует необходимость использовать ножную педаль – аппарат включается после того как ткани пациента зажаты между браншами биполярного инструмента.

ЭЛЕКТРОЛИГИРОВАНИЕ «LigaSure» (ЛигаШу).

Технология дозированного лигирующего воздействия на васкуляризованные ткани «LigaSure» (ЛигаШу).

Система заваривания сосудов под торговой маркой «LigaSure» (электролигирование *ЛигаШу*) фактически относится к биполярной электрохирургии, которая применяется совместно с мониторингом сопротивляемости ткани и использованием контроля мощности.

Электролигирование ЛигаШу является эффективным методом заваривания кровеносных сосудов и тканей до 7 мм в диаметре и используется как альтернатива традиционным хирургическим методам лигирования сосудов, таким как хирургические швы, клипсы и скобы.

При работе с генератором в режиме заваривания сосудов ткани, содержащие кровеносные сосуды, или изолированный сосуд, захватываются **специальным хирургическим инструментом** (рис. 22 А). Далее по технологии подобной биполярной коагуляции *на бранши инструмента подается высокочастотный переменный ток*. Ток подается циклами (пакетами), при окончании цикла энергия не подается (идет остывание ткани), но при этом **бранши инструмента механически сдавливают ткани** (рис. 22 В). Циклы подачи электротока чередуются с паузами *до момента белковой денатурации и коллагенизации*.

Сочетание высокочастотной энергии и давления приводит к изменению структуры коллагена и других клеточных белков и образованию желеобразного вещества, которое плотно соединяет две стенки сосуда. После завершения цикла заваривания сосуда генератор подает звуковой сигнал и автоматически завершает работу (рис 22 С).

Артерии, лигированные системой ЛигаШу, могут противостоять давлению крови в три раза превышающему систолическое давление, что сравнимо с результатами, полученными при использовании традиционного лигирования и скоб.

Считают, что система заваривания сосудов ЛигаШу **более эффективна**, чем другие два метода – ультразвук и традиционный метод биполярной электрохирургии.

Технология ЛигаШу **позволяет упростить мобилизацию полых и паренхиматозных органов, сократить продолжительность операций и достаточно широко использовать генератор в миниинвазивной хирургии (лапароскопия, торакоскопия и другие)**. Кроме того, ткани, по сравнению с традиционными технологиями, повреждаются меньше. При этом у пациентов в тканях не остается инородных материалов. Это, в свою очередь, ведет к уменьшению риска послеоперационных осложнений.

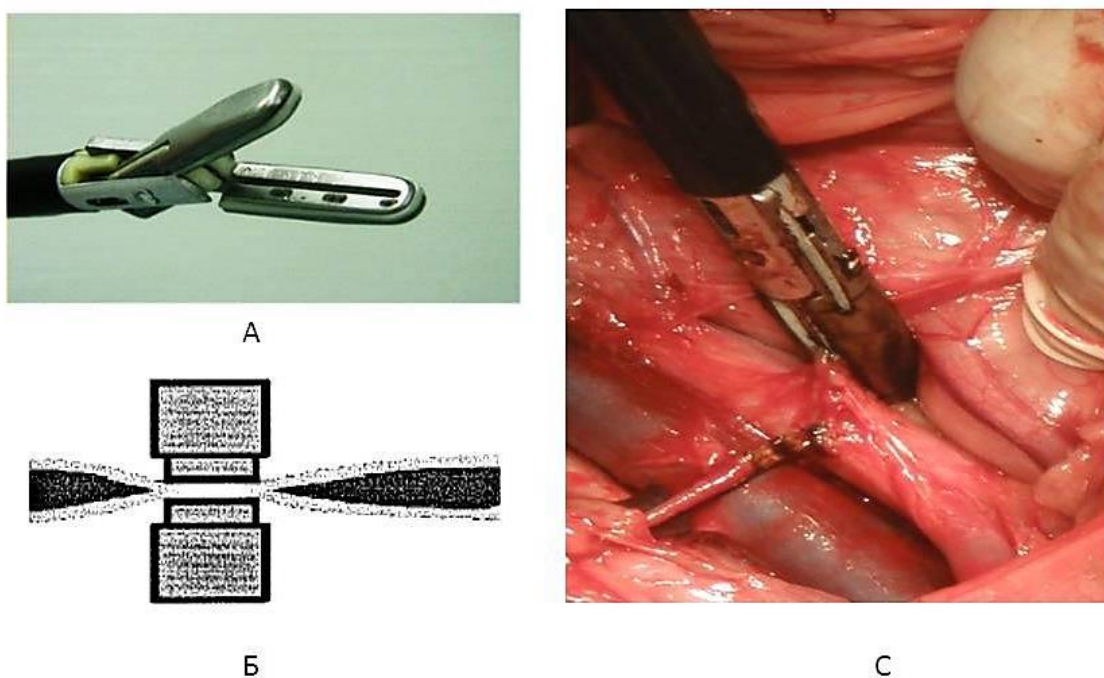


Рис. 22. Бранши инструмента для электролигирования ЛигаШу (А), схема сдавления браншами инструмента тканей (В) и пример практического использования инструмента для электролигирования сосуда (С).

Система ЛигаШу **широко применяется при операциях**: нефрэктомия, гистерэктомия, геморроидэктомия, гастрэктомия, резекция печени, колэктомия, оментэктомия, простатэктомия, цистэктомия, резекция тонкой и толстой кишки, адреналэктомия и другие.

ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИЙ ГЕНЕРАТОР

ЭХГ является прибор, работа которого создает силу, движущую электрические заряды через ткани. **Основное назначение ЭХГ** – выработка тока определенной формы и частоты.

Шкала ЭХГ на лицевой панели аппарата должна отражать не напряжение или силу тока, а его мощность.

Современные многофункциональные микропроцессорные высокочастотные ЭХГ позволяют врачу выполнять оперативные вмешательства в режимах монополярной резки и коагуляции, а также биполярной коагуляции и электролигирования сосудов. *Интеллектуальный режим работы ЭХГ* при щадящей монополярной коагуляции, биполярной коагуляции и при заваривании сосудов **позволяет обеспечить оптимальную стадию карбонизации тканей и сосудов**. Это достигается за счет автоматического отключения аппарата после достижения определенного генератором уровня электрического сопротивления подвергшихся воздействию тканей. *С помощью микропроцессорной системы генераторы высокого класса* позволяют выполнять заваривание кровеносных сосудов и участков тканей вместо использования во время операций традиционных хирургических методов остановки кровотечения (прошивание и перевязка сосудов и тканей с помощью шовного материала, применение металлических клипс или скобок). *Программное обеспечение генератора* дает возможность автоматизировать систему управления и контроля.

Микропроцессорный высокочастотный генератор электрохирургический «ЭХГ ИНТЕГРАЛ» (рис. 23) является *первым в Республике Беларусь* изделием медицинской техники для резания и коагуляции тканей и сосудов. Он изготовлен ОАО «Интеграл» (медицинский соисполнитель - ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования») в рамках государственной программы по импорт замещению. Основанием для такой разработки явилось Постановление Совета Министров Республики Беларусь от 11.06.2009 г. № 768, а также Задание 19 Государственной программы разработки и производства в Республике Беларусь медицинской техники и изделий медицинского назначения на 2006-2010 годы ("Белмедтехника"), утвержденной постановлением Совета Министров Республики Беларусь от 30 марта 2006 г. № 431.

«ЭХГ ИНТЕГРАЛ» относится к аппаратам высокого класса, имеет микропроцессорную систему и соответствует международным требованиям к изделиям медицинской техники такого назначения.

Несомненным преимуществом генератора является сочетание в одном аппарате монополярной и биполярной коагуляции **с функцией ЛигаШу** («LigaSure» - заваривание сосудов диаметром до 5 мм). Соответствующие **разъемы и программное обеспечение** позволяют хирургу выполнять оперативные вмешательства с использованием генератора «ЭХГ ИНТЕГРАЛ»

и инструментов ведущих фирм-производителей («MARTIN», «VALLEYLAB», «BOWA» и другие).

Он с успехом может использоваться при эндовидеохирургических операциях. Современная система безопасности для пациента, многофункциональный микропроцессорный программный блок и технические характеристики «ЭХГ ИНТЕГРАЛ» позволяют применять его при оперативных вмешательствах у пациентов с хирургической, травматологической, урологической, гинекологической, онкологической и другой патологией.



Рис. 23. Генератор электрохирургический «ЭХГ ИНТЕГРАЛ».

Генератор «ЭХГ ИНТЕГРАЛ» соответствует электромагнитной совместимости по СТБ МЭК 60601-1-2 (соответствует европейскому стандарту EN60601-1-2). Он имеет **8 режимов монополярного** и **4 режима биполярного способов электрохирургии**, два монополярных выхода.

Отличительные особенности аппарата:

- в аппарате совмещены монополярные, биполярные режимы и режимы электролигирования;
- активация выходной мощности от клавиш держателя электродов и от двухклавишного ножного переключателя;
- постоянный анализ встроенной микропроцессорной системой сопротивления биологических тканей и непрерывный контроль выходной

мощности, что позволяет производить мягкие воздействия на ткани без обугливания; функция самодиагностики и контроля токов утечки;

- программируемые настройки выходной мощности по режимам;
- 10 программируемых ячеек памяти для сохранения индивидуальных настроек хирурга по каждому режиму; защита от разрядов дефибриллятора;
- русифицированное меню пользователя;
- предупреждения об ошибках с текстовыми сообщениями;
- поддержка подключения двойного нейтрального электрода с функцией непрерывного контроля качества контакта с телом пациента.

Значения основных технических параметров:

Напряжение питания, В, частота 50 Гц	230± 23
Максимальная потребляемая мощность, Вт, не более	800
Максимальная выходная мощность на монополярных выходах 1 и 2, Вт, не более	360
Максимальная выходная мощность на биполярном выходе, Вт, не более	180
Номинальная частота переменного напряжения на выходах, кГц	410± 2%

Габаритные размеры, мм.....470 x 380 x 160.

Масса кг, не более.....9.

«ЭХГ ИНТЕГРАЛ» прошел клинические испытания в 3-й, 9-й Минских городских клинических больницах и ГК БСМП г. Минска. **Налажен серийный выпуск генератора.** Он закуплен во многих учреждениях здравоохранения республики. Ему дана положительная оценка. С использованием данного аппарата были выполнены: грыжесечения, удаление доброкачественных опухолей мягких тканей, флебэктомии, лапароскопические холецистэктомии и другие операции. Аппарат удобен в обращении, надежен и хорошо выдерживает заданные параметры. Во всех случаях ткани рассекались хорошо, и был надежен электрохирургический гемостаз. Осложнений в ближайшем и отдаленном послеоперационных периодах не отмечалось.

Генератор электрохирургический «ЭХГ ИНТЕГРАЛ» зарегистрирован Министерством здравоохранения Республики Беларусь (рег. удостоверение № ИМ-7.98435 от 20.12.2011г.). Он может быть рекомендован для широкого практического применения в учреждениях здравоохранения Республики Беларусь, а также странах ближнего и дальнего зарубежья.

ОСЛОЖНЕНИЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИИ

Мировой опыт, накопленный в последние десятилетия при выполнении оперативных вмешательств на органах брюшной полости, показал, что **электрохирургия** - надёжный друг и помощник врача — **может быть источником осложнений**. Их частота в лапароскопической хирургии варьирует от 0,5 до 12%, и даже смертельных исходов (до 11%) при её неправильном использовании (Пряхин А. Н., 2008). Половина повреждений, связанных с применением электрохирургических технологий, происходят в руках опытных хирургов, которые уже выполнили более 100 лапароскопических операций (Федоров И.В., Попов В.Я., 2003). Именно в эндохирургии непонимание специфики воздействия высокочастотной энергии чревато тяжелейшими осложнениями.

Вместе с тем, истинная частота электрохирургических осложнений в мировой практике неизвестна, потому что врачи, как и столетия тому назад, не склонны афишировать свои неудачи.

Электрохирургические осложнения при лапароскопических оперативных вмешательствах выделены в отдельную группу. **Они представляют особую опасность для пациента** и зависят, в первую очередь, от грамотности медицинского персонала, а также от совершенства ЭХГ и инструментов.

Несмотря на наличие современного электрохирургического оборудования и разработанный алгоритм по его применению **частота электрохирургических осложнений остается крайне высокой**, а течение и последствия от них усугубляются **трудностями диагностики и отсроченностью их проявлений у пациентов**.

По данным Мирингоф А. Л., Антюхин К. Э. (2004) у **57,8%** пациентов возникают легкие контактные электротермические повреждения. Это, как правило, не приводит к ухудшению состояния пациента, удлинению послеоперационного периода и хирургами зачастую, подобные осложнения даже не фиксируются в протоколе операции. У **3%** пациентов на экране монитора хирургами фиксируется ёмкостной “пробой” высокочастотного тока и у **0,3%** пациентов, вследствие этого, возникают незначительные электротермические повреждения тонкой кишки. В **4,5%** случаев легкие термические повреждения прямо или косвенно являются причиной конверсий, релапароскопий и релапаротомий.

В **0,1%** случаев, по данным Федорова И.В. , Сигала Е.И. и В.В. Одинцева В.В. (2005), возникают тяжелые электротравмы с летальностью 25%.

Демодуляция тока высокой частоты

Поражение током низкой частоты (НЧ) происходит в результате демодуляции тока высокой частоты (ВЧ). Одной из возможных причин

поражения НЧ током может **быть неисправность ЭХГ**. Другая причина поражения НЧ током — демодуляция ВЧ энергии при контакте «активного» электрода хирурга с металлическими предметами (эндоскопическими инструментами без изолирующего покрытия, ранорасширителем, металлическим троакаром и другими). Искра, возникающая между двумя металлическими поверхностями в таких случаях, оказывает выпрямляющее действие на ВЧ ток.

НЧ поражения делят на электротравмы и электроудары. К электротравмам относят ситуации с нарушением целостности тканей в виде ожогов, «знаков тока» и другие. **Электрический удар** — возбуждение живых тканей проходящим через них током, приводящее к судорожным сокращениям мышц. Прямым следствием такого удара может быть **нарушение жизненно важных функций - кровообращения и дыхания**. Прохождение слабого НЧ тока через тело пациента вызывает стимуляцию мышц. Такое явление также принято считать электрическим ударом. Прохождение даже слабого НЧ тока через сердце **может привести к его фибрилляции**.

Кроме того, от «электрического удара» могут возникнуть «**знаки тока**» — ожог в месте проникновения тока низкой частоты. *Демодуляция тока в современных хирургических аппаратах (например, «ЭХГ ИНТЕГРАЛ») практически исключена благодаря компьютерному контролю в аппарате, тогда как в аппаратах ранних выпусков она возможна.*

Ожоги тканей

Это наиболее распространённое осложнение ВЧЭХ.

Известны следующие *механизмы развития данного осложнения* (Крапивин Б.В. и соавт., 2001):

а) ожог находящимся под напряжением активно работающим электродом «**посторонней**» ткани, оказавшейся в операционном поле;

б) ожог тканей электродом, **находящимся под напряжением**, в момент прекращения электрохирургического воздействия (хирург «забыл отпустить педаль»). Ситуация парадоксальная, но встречающаяся, к сожалению, часто. Известны случаи, когда хирург, отвлеченный возникшим в ходе операции осложнением, положил электрододержатель с активным электродом на покрывающую пациента влажную простыню. Генератор оставался включенным (хирург забыл снять ногу с педали) и пациент получил глубокие ожоги;

в) ожог в области расположения электрода пациента («пассивного» электрода);

г) ожог как результат **остаточного термического воздействия электрода** на ткани после прекращения его активации;

д) касание тканей включенным электроинструментом вне зоны операции — так называемый «**срыв инструмента**»;

е) применение высокочастотных проводов электродов с нарушенной (поврежденной) изоляцией. Касание в оголенной части проводов тела пациента может привести к сильному ожогу.

Следует помнить, что опасности высокочастотных ожогов сводятся к минимуму как при заземленной, так и при изолированной цепи пациента **при строгим выполнении правил эксплуатации ЭХГ**. Описан случай смертельной электротравмы на операционном столе. На бедро пациента был наложен соединенный с корпусом ЭХГ пассивный электрод, а на предплечье - заземленная манжета для отвода статических зарядов. Еще до включения ЭХГ у пациента возникли судороги и, хотя сеть была быстро отключена, наступила смерть. Оказалось, что в аппарате был пробой сетевой цепи на корпус. Защита не сработала так как аппарат был подключен к сетевой розетке **через удлинитель в котором третья заземляющая жила была оборвана**. Таким образом, к телу пациента через «пассивный» электрод и заземленную манжету было приложено фазное напряжение питающей сети. Ток, прошедший в этой цепи, был смертельным.

Среди большого количества причин, вызывающих высокочастотный ожог, наиболее распространенной является нарушение цепи высокочастотного тока **из-за плохого прилегания «пассивного» электрода пациента** (рис. 24).



Рис. 24. Электрокоагуляционные ожоги, выявленные после окончания лапароскопической холецистэктомии у двух пациентов.

В связи с малой площадью контакта **в месте касания** возникает высокочастотный ожог (рис. 25 А). Причем у пациента, находящегося под наркозом, *отсутствует реакции на тепловое действие тока*.

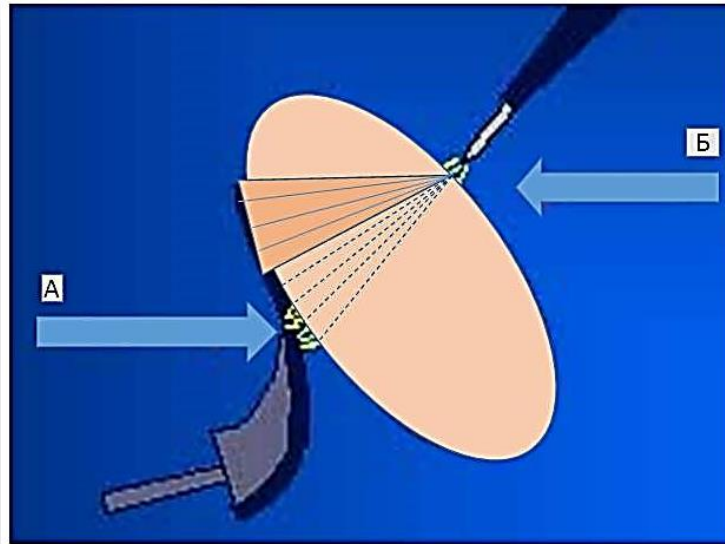


Рис. 25. Механизм получения ожога при плохом прилегании электрода пациента к его телу. Во время активации электрода врача (Б) в области плохого прилегания пластины создается высокая концентрация тока и возникает ожог (А).

При работе с ЭХГ старой конструкции электрод пациента был изготовлен из листового свинца, толщиной около 1мм. Для уменьшения сопротивления кожи и обеспечения хорошего контакта между электродом и телом под электрод помещали прокладку из нескольких слоев хлопчатобумажной ткани, смоченной раствором электролита (как правило, водным раствором хлорида натрия). За время операции прокладка под действием тепла тела пациента довольно быстро высыхала. Совершенно сухая прокладка представляет значительное сопротивление высокочастотному току и ожог не возникает. Если же прокладка слегка влажная, ее сопротивление может составить сотни Ом и на ней может выделиться значительная часть высокочастотной мощности, результатом чего будет ожог. **Такие ожоги обнаруживаются обычно не сразу, а через несколько часов после операции.**

И до настоящего времени в учреждениях здравоохранения республики используются многоразовые (силиконовые, металлические) электроды пациента. При этом риск возникновения ожога достаточно высок. Это связано с тем, что **в процессе выполнения операции пациента могут двигать, переворачивать.** При этом пятно контакта тела пациента с электродом может уменьшиться и тем самым вызвать ожог. Кроме того жидкость, используемая во время операции может, затекая под пластину, также может вызывать ожог. Нержавеющая сталь хорошо сохраняет чистоту поверхности, более устойчива к электролитической коррозии и обладает хорошими механическими свойствами. Особенно важное преимущество этих электродов заключается в том, что во время операции не надо постоянно следить за влажностью прокладки между электродом и телом. Недостатком

электродов из нержавеющей стали являются их **пружинящие свойства**, в связи с чем **они плохо прилегают к неровным частям тела**. Кроме того, нужно учитывать, что вследствие малой толщины пластины электрода у его **острых краев происходит концентрации силовых линий поля**. Для того что бы избежать в этих местах перегрева тканей, пластина электрода **по всему периметру должна быть покрыта узкой полосой изоляционного материала**.

Необходимое условие отсутствия ожогов под «пассивным» электродом - плотное прилегание его к телу по всей поверхности. Обеспечить такое прилегание в течение всей операции - достаточно сложная задача. «Пассивный» электрод накладывают до дачи наркоза и он может оказаться закрытым стерильными салфетками или простынями. Поскольку электрод не стерилен, во время операции весьма затруднительно проверять его контакт с телом и улучшить его крепление. Между тем во многих случаях пациент совершает рефлекторные движения (при недостаточной глубине наркоза), либо ему придают различные положения, необходимые по ходу операции. **Во всех случаях велика опасность частичного или даже полного нарушения контакта между электродом и телом**. Если площадь контакта пассивного электрода уменьшится настолько, что выходная мощность аппарата, приходящаяся на 1 см² контактной поверхности, превысит 1,5 Вт, то под «пассивным» электродом возможно возникновение ожога.

Для решения данной проблемы производители ЭХГ разработали **систему безопасности, предотвращающую ожоги от электрода пациента**.

Учитывая особую важность непрерывности цепи «пассивного» электрода пациента, в аппаратах с выходной мощностью более 50 Вт применяется **автоматическое устройство, отключающее высокочастотный генератор и подающее звуковой сигнал при нарушении соединения электрода пациента с выходом аппарата**. Разработан также новый принцип строения электродов пациента. Пластины двухсекционные, гибкие и тонкие для лучшего контакта, а так же покрыты специальным гидрогелем, который не отслаивается от пластины и надежно фиксирует пластину на теле пациента.

Повреждение внутренних органов

Повреждение внутренних органов в эндохирургии может произойти **в зоне и вне зоны эндоскопического обзора**. Условно выделяют 4 зоны, опасные развитием электрокоагуляционных повреждений, в зависимости от визуализации инструментов (рис. 26).

Повреждения в зоне эндоскопического обзора во время выполнения эндовидеолапароскопических вмешательств

Повреждение внутренних органов *в зоне эндоскопического обзора* (рис. 26, зона 1). Обычно связаны с дефектами хирургической техники. Их причинами могут быть также недостаточная квалификация хирурга и неисправность инструментария.

Они могут быть обусловлены неправильными движениями электрода, находящегося под напряжением, или *использованием электрохирургии непосредственно в зоне расположения жизненно важных структур*.

Подобные повреждения в литературе публикуются достаточно часто.

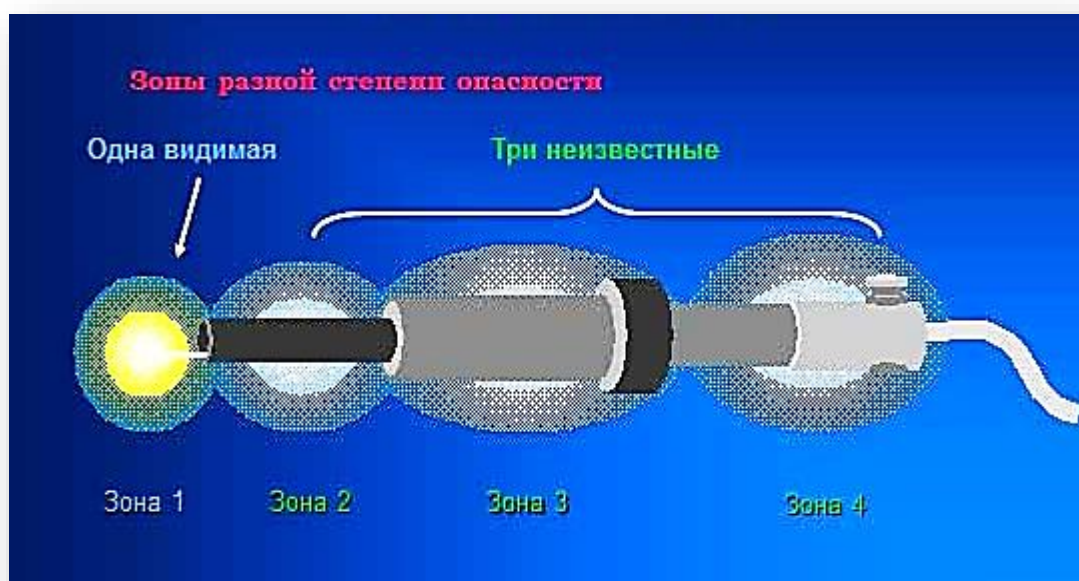


Рис. 26. Четыре части электрохирургического инструмента, имеющие различную степень опасности повреждения внутренних органов.

Данный вид повреждения легко предотвратить при безупречной хирургической технике оперирования с соблюдением гарантийных сроков эксплуатации инструментария.

Во избежание осложнений необходимо активировать электрод **только, когда захвачена ткань, которую необходимо рассечь или коагулировать** и избегать активации электрода в свободном состоянии.

Если движение электрода производят не внутрь троакара, а в сторону, повреждение органов становится более вероятным. Типичная ошибка начинающего эндохирурга — "размахивание" электрохирургическим инструментом в полости. **Именно таков механизм ранения диафрагмы и двенадцатиперстной кишки при лапароскопической холецистэктомии, мочевого пузыря и забрюшинных сосудов в гинекологии, слепой кишки при лапароскопической аппендэктомии.**

При многих заболеваниях нормальная анатомия органов существенно изменена, что увеличивает риск электрохирургических повреждений. Хирург обязан знать вариантную анатомию той области, на которой он выполняет оперативное вмешательство, особенно при работе в зоне расположения жизненно важных структур.

Повреждения вне зоны эндоскопического обзора во время выполнения эндовидеолапароскопических вмешательств

Повреждения вне зоны эндоскопического обзора (рис. 26, зоны 2, 3, 4).

Такие повреждения, как правило, не распознаются во время операции.

Осложнения, возникающие из-за случайного нераспознанного термического повреждения, могут иметь серьезные последствия, включая кровоизлияние, некроз тканей с формированием абсцесса, перфорацию полого органа с перитонитом.

Повреждение кишки (рис.27) – наиболее тяжелое осложнение эндохирургии – наблюдается с частотой от 0,06% до 0,3% .

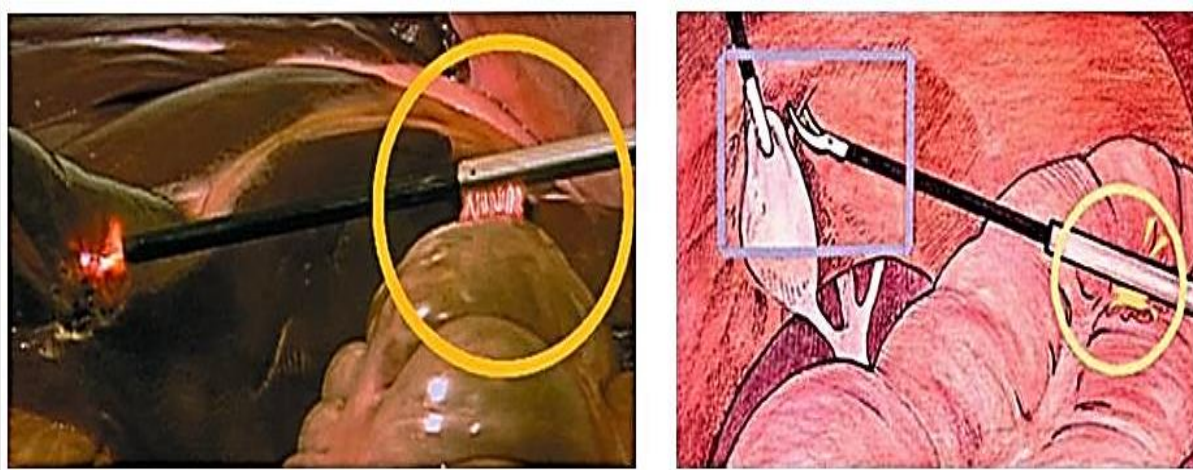


Рис. 27. Повреждения кишки при выполнении эндовидеолапароскопических операций.

Коварство этого осложнения состоит в том, что клинические проявления повреждения возникают лишь через несколько дней после операции при развитии перитонита, с которым не всегда удается справиться.

Летальность после таких повреждений по данным мировой статистики составляет 25%, что даже превосходит смертность от троакарных повреждений аорты и нижней полой вены.

Основными причинами таких электрохирургических повреждений являются:

- а) дефекты изоляции электрохирургических инструментов;
- б) емкостный «пробой» электроэнергии;
- в) прямой «пробой» электроэнергии.

Дефект изоляции электрода

Наиболее опасно повреждение инструмента в зоне между рабочим концом, постоянно находящимся в поле зрения хирурга, и концевой частью троакара. Этот участок инструмента практически не виден во время операции *и при пробое изоляции* в этом участке может произойти ожог жизненно важных органов (рис. 28).

Даже небольшой дефект может привести к освобождению 100% энергии на прилежащие ткани и органы в зоне, не доступной обзору. Тем не менее, на сегодня наилучший способ проверки износа — осмотр инструмента до операции и выявление дефектов в его изоляционном покрытии.

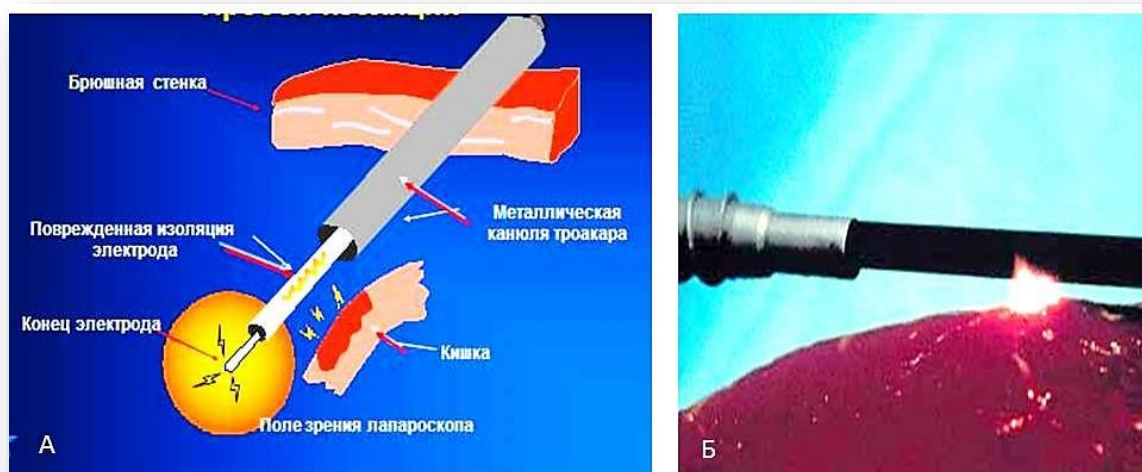


Рис. 28. Ожог поверхности кишки (А) и печени (Б) при дефектах изоляции инструментов во время выполнения лапароскопических операций.

При нарушении изоляции электрода возможно повреждение тканей за счет прямого контакта с другими инструментами, а также при соприкосновении непосредственно с тканью. К электроожогу тканей может привести пробой при дефекте изоляции инструмента, даже если он не контактирует с тканями (рис. 29).

Пробой в области рукоятки инструмента может привести к поражению током или ожогу кисти хирурга.

Наиболее часто нарушение изоляции возникает на одноразовых инструментах при их многократном использовании.

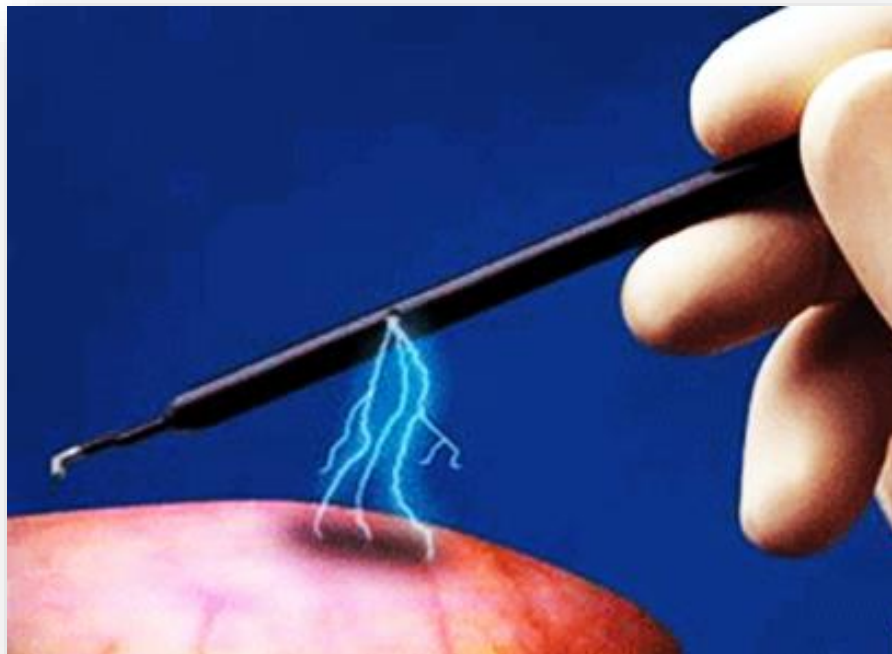


Рис. 29. Механизм повреждения тканей при пробое изоляции эндохирургического крючка.

Федоров И.В., Попов В.Я. (2003) выделяют ряд факторов, способствующих разрушению изоляции электрохирургических инструментов:

- обработка, дезинфекция и стерилизация инструментов;
- трение о клапан и конец троакара в процессе операции;
- создание «открытой» цепи, когда нагрузка на изоляцию резко возрастает.

Косвенно можно заподозрить пробой электрода по:

- падению мощности воздействия.
- подергиванию мускулатуры брюшной стенки.
- появлению «снежной метели» на экране монитора.

Прямой «пробой» электроэнергии

Под прямым пробоем понимают ситуацию, при которой **активный электрод касается других металлических инструментов** (рис. 30).

В эндохирургии прямой пробой возникает, когда рабочая часть активированного электрода касается лапароскопа, собственного троакара, других инструментов, лишенных диэлектрического покрытия.

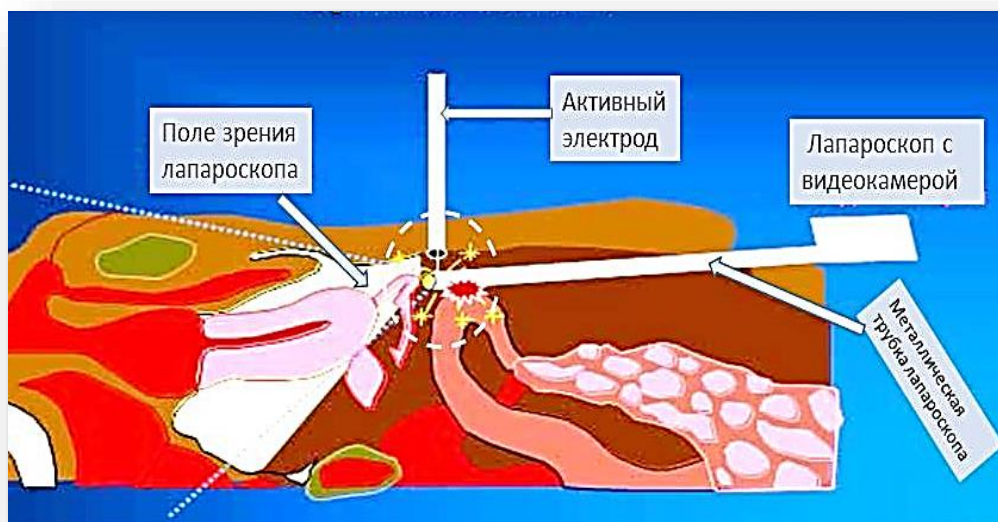


Рис. 30. Механизм повреждения тонкой кишки при касании активированного электрохирургического крючка металлической трубки лапароскопа.

Ёмкостный «пробой» электроэнергии

Такой эффект можно наблюдать между электрохирургическим инструментом и троакаром. Ёмкостный «пробой» возникает в результате **конденсаторного эффекта**.

При этом электрическая энергия передается в расположенные рядом ткани **без прямого электрического контакта и через неповрежденную изоляцию за счет электростатических полей** (рис. 31).

При использовании **пластмассовых троакаров** или металлических троакаров с пластмассовыми фиксаторами «шальные токи» концентрируются на стенке троакара. Далее **индуцированный ток может разрядиться на внутренние органы (например, кишку) с последующим ожогом и перфорацией органа**.



Рис. 31. Механизм повреждения печени (А) и кишки (Б) при ёмкостном пробое во время выполнения эндовидеолапароскопических операций.

В эндохирургии такой эффект можно наблюдать между электрохирургическим инструментом и троакаром. Емкостный эффект меньше выражен в режиме резания, возрастает при увеличении мощности, подаваемой на инструмент. Максимальный емкостный эффект возникает, когда электрод активирован, но не соприкасается с тканями (открытая цепь под нагрузкой).

При использовании металлических троакаров «шальная» электроэнергия, как правило, **не приводит** к возникновению электротермических повреждений органов брюшной полости. Она безвредно рассеивается через ткани передней брюшной стенки. В крайнем случае, это может привести к небольшому высушиванию тканей в зоне введения троакара.

Туннелирование электрического тока.

При проведении монополярной электрокоагуляции может наблюдаться так называемый **феномен туннелизации (туннелирования) тока**.

Ток идёт по пути наименьшего сопротивления. Предпочтительное направление включает насыщенные сосудами органы, сами сосуды, различные протоки и кишечник. В этом случае возникают аномальные пути движения тока по сосудам, спайкам, трубчатым образованиям, каковым может явиться червеобразный отросток при выполнении лапароскопической аппендэктомии.



Рис. 32. Феномен туннелирования тока, который может привести к коагуляционному тромбозу сосудов и некрозу стенки толстой кишки.

Туннелирование считают **причиной** некроза полового члена (точнее, мочеиспускательного канала) при использовании монополярной электрохирургии при циркумцизии. Описан тромбоз сосудов скелетизированного семенного канатика при электрохирургическом иссечении оболочек яичка. Этот механизм повреждения описан также при развитии поздних стриктур общего желчного протока в результате неосторожной электрохирургической препаровки тканей в зоне треугольника Кало при лапароскопической холецистэктомии.

Если в зоне операции активный электрод соединен с массой тела через узкий туннель (участок брыжейки кишки, прядь большого сальника и другие), через этот туннель может пройти весь ток для коагуляции и вызвать **ожоги в местах отдаленных от места оперативного вмешательства** (рис. 32).

Сброс тока через жидкость

Если жидкость, которая по тем или иным причинам находится в брюшной полости и имеет меньшее сопротивление чем ткань, *то ток пройдет по пути наименьшего сопротивления и может вызвать ожог тканей* при достаточной мощности.

«Альтернативные» ожоги

Неожиданный для нас путь прохождения электрического тока и возникающие при этом ожоги получили название «альтернативных».

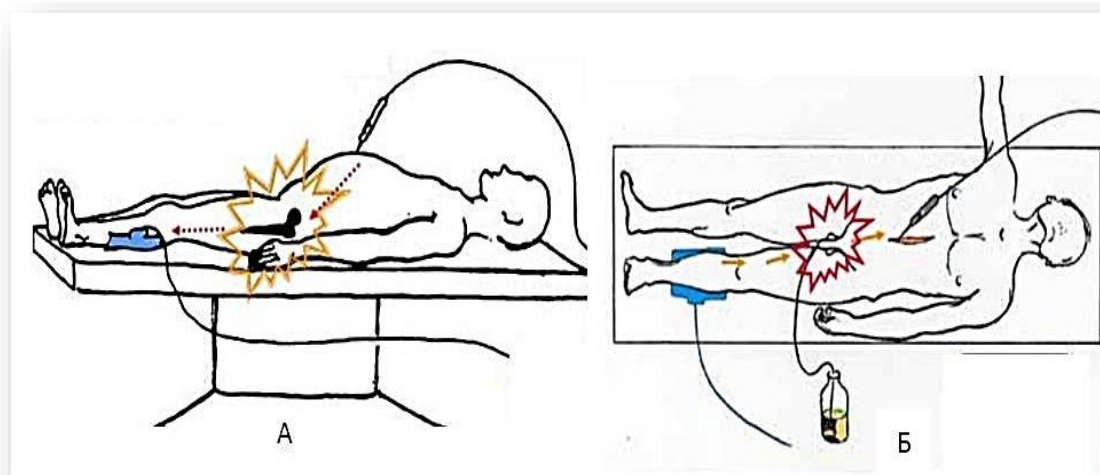


Рис. 33. Альтернативные ожоги в области эндопротеза тазобедренного сустава (А) и половых органов (Б).

Электрическая цепь может разделиться на звенья. При этом металлический эндопротез тазобедренного сустава может быть дополнительным «электродом» и нагреваться (рис. 33 А). Негативным фактором при этом может служить дополнительное увеличение мощности ЭХГ.

Если электрод пациента расположен на его ноге, могут возникнуть ожоги половых органов, если в промежности и паховой области будет влажная среда. Они связаны с прохождением через влажные половые органы электрического тока от электрода пациента к активному электроду хирурга (рис. 33 Б).

Если пальцы пациента точно касаются его бедра, то электрический ток может пройти по руке и вызвать ожог пальцев (рис. 34 А). Альтернативные ожоги могут возникать и в месте наклеивания электродов для ЭКГ-мониторинга (рис. 34 Б).

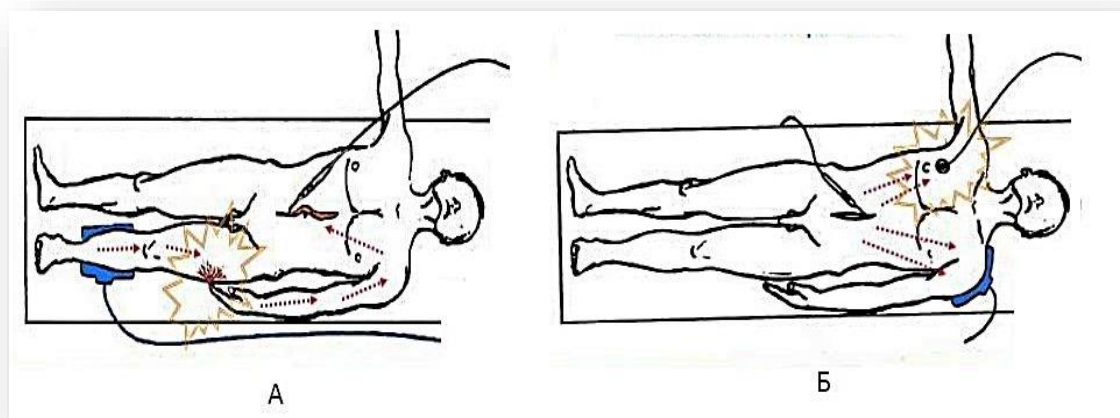


Рис. 34. Альтернативные ожоги в области контакта пальцев пациента с его бедром (А) и в зоне наложения ЭКГ-электрода (Б).

Токи утечки

Мы должны знать, что «электричество течет» не только по проводам. Небольшая часть электрического тока утекает (излучается) в пространство вокруг проводов, электродов и ЭХГ. Этот ток может оказывать влияние на окружающие структуры. **Ток утечки может вызвать ожоги у пациента.**

Чем выше электрическое напряжение и сила тока, тем больше ток утечки. **Поэтому производители не повышают беспредельно максимальную мощность ЭХГ.** Существуют ограничения, связанные с наличием токов утечки, которые присутствует даже при минимально выбранной мощности, сбивают работу кардиомонитора, создают радиопомехи, а главное, могут вызвать нежелательное воздействие на пациента и персонал, вплоть до ожогов. Изолировать абсолютно ЭХГ от окружающего пространства трудно.

Рассмотрим для примера спрэй-коагуляцию с электрода-ручки при мощности 150 W без прикосновения к ткани. Пока пробой воздуха не наступил, ЭХГ пытается замкнуть цепь, вольтаж растет, утечка тока увеличивается. На любом металлическом предмете, который соприкасается с тканями (бельевая цапка, зажим, сережка в ухе), за счет тока утечки может возникнуть коагулирующий эффект. При этом его выраженность будет обратно пропорциональна площади соприкосновения, то есть именно точечные контакты - типа зажима, цапки - могут привести к серьезным осложнениям. Ожоги могут, например, возникнуть, если длинные тонкие серьги пациентки, очень тонкие шейные цепочки, кольца на пальцах руки и сами руки пациента касаются металлических частей операционного стола (рис. 35).

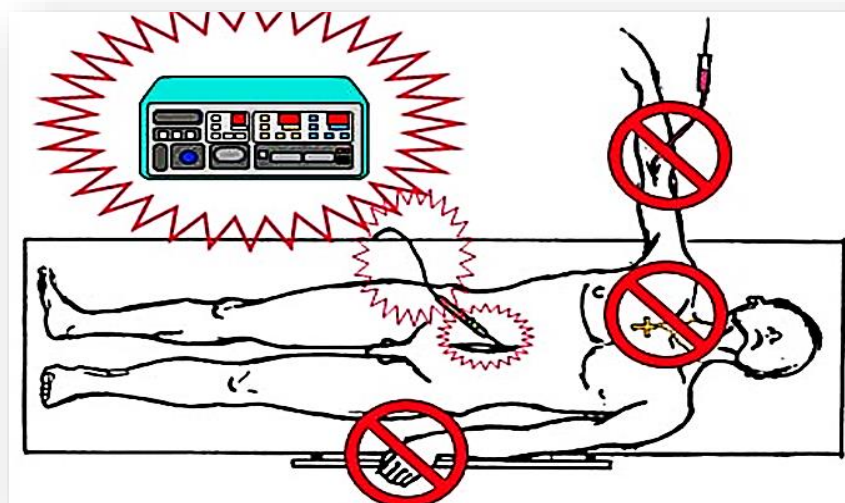


Рис. 35. Локализация зон токов утечки и опасных зон для возникновения ожогов с ними связанных.

Необходимо запомнить:

а) ток утечки выше при большей мощности и большем напряжении - чаще это возникает при фульгурации,

б) чем дальше пластина электрода пациента от места операции, тем больше ток утечки.

Поэтому с учетом стандартов безопасности большинство фирм-производителей выпускают электрохирургические аппараты с током утечки не более 150 мА при расстоянии до ручки 2 м.

Если провод коагулятора свернут несколькими кольцами и закреплен на операционном белье металлическим зажимом (рис. 36), возможно усиление патологического эффекта за счет комбинации тока утечки с емкостными токами (как в трансформаторе). Зажим в этом случае представляет собой соленоид, при соприкосновении его с телом возможны искры и ожог. Это же возможно и без витков провода, хоть и в меньшей степени.

Чем длиннее шнур, тем больше ток утечки. Следует использовать их оптимальную длину. При этом, чем дальше ЭХГ расположен от других приборов, тем меньше помехи и "наводки" на них.



Рис 36. **Не правильное** закрепление провода к электроду хирурга на операционном столе.

Электропровода должны расходиться, а не перекрещиваться.

Разработаны **предложения, направленные на профилактику ожогов от блуждающих (индукционных) токов:**

1. Следует располагать электроды или инструменты возможно дальше от электрода врача и пациента.
2. Не следует обматывать активный и возвратный электрод проводами. Не сворачивать провода кольцами.
3. Никогда не следует оборачивать провод электрода врача вокруг цапки или зажима, пристегнутого к белью.
4. Все драгоценности и металлические детали надо удалить с пациента еще до электрохирургического воздействия.

Активный электрод целесообразно во время операции убирать в **держатель**, который не проводит электрический ток (рис. 37). При этом не следует использовать карманы из ткани, бумажных пакетов, пластиковых емкостей и других горючих материалов.

При монополярной коагуляции проблемы могут возникнуть, если у пациента имеются металлические конструкции на или в кости, искусственный сустав, металлические зубы (при операциях тонзиллэктомии и других оперативных вмешательствах на лице, головном мозге и костях черепа), а также при наличии кардиостимулятора. При этом силовые линии тока идут не между пластиной пациента и электродом хирурга, а между пластиной и металлическим протезом, и затем между протезом и электродом хирурга. Нагрев при этом осуществляется и на электроде, и на одном из краев протеза. В большинстве случаев этот нагрев минимален, однако иметь в виду подобную

вероятность необходимо. Сразу нужно оговориться, что подобных проблем практически не возникает при наличии у пациента зубных протезов и прошивания (в анамнезе) органов сшивающими аппаратами с металлическими скрепками.



Рис. 37. Держатель для электрохирургических ручек и аналогичных аксессуаров электрода врача.

При наложении **аппаратного шва** от коагуляции его самого или тканей в непосредственной близости от него **следует отказаться**. Высока вероятность того, что при прохождении тока с одной скобки на другую близлежащие ткани будут нагреваться (для возникновения влажного некроза достаточно нагреть скобку до 44 град.) и в итоге **скрепочный шов может лежать на некротизированных тканях** (рис. 38). В результате - анастомозит, несостоятельность и другие осложнения.

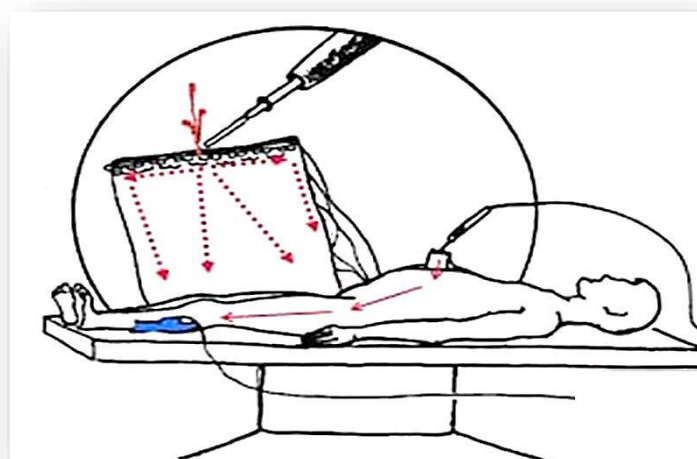


Рис. 38. При пересечении кишки ножом электрода врача электрический ток может проходить через весь механический шов и вызвать коагуляцию стенки кишки в зоне наложенных скобок.

Необходимо помнить и о **взрывоопасности кишечных газов** (рис. 39). Поэтому **вскрытие просвета кишки не следует выполнять электрохирургическими инструментами.**



Рис. 39. При вскрытии электрохирургическими инструментами просвета вздутой газами стенки кишки (например, при острой кишечной непроходимости) возможен «взрыв кишечных газов»

К отрицательным сторонам использования электрохирургической аппаратуры и инструментов в абдоминальной хирургии относится образование довольно большой зоны повреждения тканей (Малиновский Н. Н. и соавт., 2006). Глубина образования некротического (коагуляционного) струпа при этом может достигать 6,5 мм (Козел А.И. и соавт., 2006).

При применении электрокоагуляции в ранах отмечается интенсивное **воспаление и некроз** (Telfer J.R., 1993). По данным R. Tucker et al. (1997), эти изменения сохраняются и на 4-е сутки после операции.

Даже самые современные аппараты с использованием в своей работе принципа обратной связи не могут исключить **аномальных путей движения электрического тока**. Это связано с тем, что ткани организма человека неоднородны по структуре и обладают большим разбросом физических параметров Gruber D.D. et al. (2011). По данным E. Trondsen et al. (1998), при монополярной коагуляции индуцируется отдаленное возрастание температуры в стенке желчного протока и клипсе на пузырьном протоке. Пархоменко Ю.Г. (1981) отмечает, что при использовании электроножа происходят прилипание и обрыв тканей. Коагуляция захватывает в 2—3 раза больший объем тканей, приводя в последующем к задержке процессов

регенерации. При операциях на печени широкая полоса некроза остается через 24 часа после воздействия электроножа и продолжает существовать даже на 21-е сутки.

Используемые в лапароскопической хирургии моно- и биполярные электроды вызывают грубые повреждения паренхимы печени, что приводит к образованию *коагуляционных некрозов и возможности отторжения и инфицирования некротизированной ткани с развитием вторичного кровотечения и желчеистечения* (Федоров И.В., и соавт., 1998; Козел А.И. и соавт., 2006).

Ряд авторов (Малоштан А.В. и соавт., 2005; Saliken J.C. et al., 1999 и другие) в экспериментальных исследованиях доказали **неблагоприятное воздействие электрокоагуляции на паренхиму печени в области ложа желчного пузыря при лапароскопической холецистэктомии**. В своих исследованиях они показали, что в зоне воздействия ЭХГ наблюдаются выраженные деструктивные изменения паренхимы печени, приводящие к нарушению нормального клеточного ее строения, замедлению процессов регенерации поврежденной печеночной ткани и формированию грубого соединительнотканного рубца. По данным Пряхина А.Н. (2006) глубина некроза паренхимы печени после электрокоагуляции составила в среднем $2841, 29 \pm 129, 6$ мкм.

К числу отрицательные стороны применения электрохирургии как при выполнении открытых, так и эндовидеолапароскопических операций относят: деструкцию ткани печени в области ложа желчного пузыря, искрообразование, утечки тока, дистанционные повреждения, ухудшение визуального контроля выполнения операции из-за дыма и образование в среде углекислого газа токсических продуктов (Козел А.И., 2006; Крапивин Б.В. и соавт., 2001). **Особенностью заживления термических ожогов печени** является длительный воспалительный процесс, связанный с резорбцией некротических тканей. **К недостаткам электрокоагуляции относят** также искрение, прилипание коагулируемых тканей к инструменту, образование на инструментах «нагара», опасность термических ожогов тканей пациентов и другие (Гаин Ю.М., и соавт., 2009).

К недостаткам электрохирургического метода относят трудности в достижении соразмерности физических параметров электровоздействия с его эффектом и опасностью несанкционированных электрохирургических ожогов (Миляев Е.М., 2006). **При использовании электровоздействия во время операции выходные параметры, необходимые для рассечения тканей и остановки кровотечения, определяются приблизительно.** Это обусловлено тем, что в каждый конкретный момент импеданс рассекаемой биологической ткани различен и зависит от многих факторов, в частности от ее кровенаполнения. Прогнозировать изменения импеданса практически невозможно. В связи с этим **выбор режимов электровоздействия, применяемого в отношении различных тканей и с различной целью, весьма субъективен.** Степень объективности минимальна и часто зависит от

опыта хирурга, а также определяется по алгоритму: рассекает или не рассекает.

ЭНДОВИДЕОЛАПАРОСКОПИЧЕСКИЕ ОПЕРАЦИИ

Тяжелые контактные электротермические повреждения при выполнении лапароскопической холецистэктомии монополярным электродом наблюдаются у 0,9% пациентов (Миляев Е.М., 2006). Они, как правило, приводят к стойкой инвалидности, а порой и к смерти пациентов. К ним относятся такие осложнения, как:

- сквозное ранение диафрагмы с развитием пневмоторакса;
- ранение брюшины, покрывающей диафрагму, с развитием напряженного пневмомедиастинума;
- электротермическое касательное повреждение печеночных протоков и гепатикохоледоха;
- термическое повреждение и ранение воротной вены;
- повреждение стенки желудка и двенадцатиперстной кишки.

Одним из грозных электротермических осложнений является **отсроченное возникновение стриктур гепатикохоледоха**, напрямую связанное с тем, что титановые клипсы были наложены вплотную или на расстоянии 1-2 мм от него. Это и способствовало ожогу гепатикохоледоха через нагретые клипсы и развитию стенозирующего холангита. Лечение стриктур холедоха требует выполнения целого ряда повторных реконструктивных операций, данное осложнение в 100% случаев приводит к инвалидности пациентов и в 20% - к летальному исходу. В связи с этим, целый ряд сообщений в медицинской литературе имеет манифестные заголовки по поводу этих осложнений в эндохирургии, как, например, - **«Эндохирург, помни, что электротермическое повреждение - самое тяжелое осложнение эндоскопической холецистэктомии».**

Особенность клинической картины при электротравме гепатикохоледоха состоит в том, что до 50% случаев осложнения проявляются в отсроченные от операции сроки (от 2 недель до 3-6 месяцев). **Причиной отсроченной манифестации осложнения, по мнению ряда авторов, является образование струпа в зоне повреждения, препятствующего проникновению желчи в свободную брюшную полость.** За этот период происходит формирование инфильтрата, который локализует процесс с последующей манифестацией осложнения в виде гнойного холангита, гепатита, поддиафрагмального и подпеченочного абсцессов, механической желтухи.

Кроме того, у большого числа пациентов наблюдаются различные **«легкие» контактные электротермические повреждения:**

- сквозное ранение стенки желчного пузыря электроинструментом без и с выпадением камней;
- кровотечения при пересечении сосудов электрокрючком;

- кровотечения из ложа с длительной электрокоагуляцией;
- множественные (до 10) касания печени включенным электроинструментом;
- электроожоги ложа пузыря при длительной его электроэксцизии (более 30 минут);
- ожоги (некроз) краев раны при «прямом пробое», которые ведут к образованию инфильтратов и длительному заживлению кожной раны;
- ранение и ожоги органов брюшной полости при «емкостном пробое»;
- электроожогами ложа пузыря, при которых резко возростала продолжительность лечения в стационаре (от 6 до 14 дней).

Число таких осложнений доходит до 67,3%. До 87% этих осложнений классифицируется авторами, как «легкие» электротермические повреждения, не повлиявшие на ход операции и течение послеоперационного периода, но 12,1% осложнений, связанных с электротермическим повреждением, **изменили ход операции или вызвали послеоперационное осложнение**. Так, часто требовалась конверсия для остановки кровотечения из ложа пузыря или пузырной артерии, релапаротомия при повреждениях и ранениях гепатикохоледоха и печеночных протоков, при ранениях полых органов, диафрагмы, прорезывания клипс на пузырной артерии и пузырном протоке, вследствие пробоя электрического тока через клипсы.

Для снижения вероятности электротермических повреждений органов брюшной полости *при лапароскопических операциях необходимо соблюдать определенные правила:*

а) Электрод врача, особенно его изоляция, должен быть **тщательно осмотрен перед каждой операцией**. Правильность расположения электрода пациента проверяют дважды (до- и после введения в наркоз, а также при любом изменении положения пациента на операционном столе).

б) Работа инструментом с поврежденной изоляцией не допустима. При малейшем подозрении на нарушение изоляции электрод удаляют из операционной.

в) Необходимо строго соблюдать гарантийные сроки эксплуатации инструментария с диэлектрическим покрытием.

г) Недопустимо существование открытой цепи под напряжением. **Лишь при замкнутой цепи активизируют электрод хирурга.**

д) **Реже использовать режим бесконтактной коагуляции**, при осуществлении которого происходит неконтролируемое увеличение сопротивления в зоне обработки, что, в свою очередь, увеличивает вероятность возникновения емкостного пробоя и нарушение целостности диэлектрического покрытия.

е) Необходимо использовать фиксаторы для всех металлических инструментов с безупречной фиксацией троакара к передней брюшной стенке.

ж) Использовать одноразовые инструменты только один раз.

з) После применения охлаждать конец инструмента в поле зрения лапароскопа.

и) Тщательно осматривать маркировку баллона с газом перед началом инфуляции.

Для профилактики электрохирургических осложнений Федоров И. В., Попов В.Я., (2003) предлагают следующие **меры по обеспечению безопасности пациента:**

1. Оперирующий хирург до начала операции **лично** проверяет **правильность расположения электрода пациента.**

2. Мощность электрохирургического прибора **должна быть установлена на минимальных цифрах**, обеспечивающих необходимое резание и коагуляцию.

3. При выполнении операций с использованием высокочастотной электроэнергии **недопустимо использовать пластмассовые троакары и пластмассовые фиксаторы троакаров.**

4. Введение электрохирургического инструмента через троакар производят осторожно, **помня о сохранности диэлектрического покрытия.**

5. При работе **первоначально достигается контакт инструмента с рассекаемой тканью, а затем включается ток.** По возможности коагулируемые ткани приподнимают или отводят от окружающих органов. **После рассечения тканей ток должен быть немедленно отключен.**

6. Следует помнить, что рабочая поверхность электрохирургического инструмента **сохраняет опасную температуру еще 2–4 секунды после воздействия.**

7. Необходимо крайне осторожно применять высокочастотную энергию вблизи крупных сосудов, мочеточников, кишечника, а также на тканевых структурах диаметром менее 3 мм, так как при этом возрастает **опасность возникновения аномальных путей движения тока.**

8. Следует избегать использования высокочастотной электроэнергии **вблизи металлических клипс и скобок.**

При выполнении лапароскопических операций строго соблюдают следующую последовательность действий:

1. Электрод, подключённый к кабелю, через троакар под контролем видеомонитора вводят в брюшную полость.

2. Ткань захватывают инструментом и по возможности приподнимают (отводят) над окружающими образованиями. Направление тракции должно быть выдержано строго по оси инструмента, внутрь троакара. В другом случае (гемостаз шарообразным электродом) хирург просто касается инструментом тканей.

3. Нажатием на педаль подают напряжение в одном из выбранных режимов. Хирург делает это только после создания замкнутой цепи, то есть инструмент должен соприкоснуться с тканью.

4. Производят резание или коагуляцию.

5. Сразу же после окончания воздействия подачу тока прекращают (педаль отпускают).

6. Инструмент извлекают из брюшной полости, помня о том, что электрод сохраняет опасную температуру ещё на протяжении 2 - 4 секунд.

8. Следует избегать использования ВЧЭХ вблизи таких металлических предметов, как эндохирургические инструменты, клипсы, троакары.

Противопоказано использование электрохирургических высокочастотных аппаратов у пациентов, в теле которых находятся металлические предметы, имплантируемые электроды, датчики, стимуляторы. Применение электрокоагуляции может привести к нарушению нормальной работы стимулятора (датчика) или выходу его из строя и нарушению сердечной деятельности пациента. **Если в теле пациента находятся инородные металлические предметы – возможен ожог пациента в области нахождения инородного тела.**

ЭЛЕКТРОХИРУРГИЯ У ПАЦИЕНТОВ С ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРОМ

Правила выполнения операций у пациентов с постоянным электрокардиостимулятором (ЭКС).

1. **Монополярная электрохирургия у пациентов с ЭКС старых конструкций исключается!** При наличии у пациента ЭКС современной конструкции, для решения вопроса о применении ЭХГ необходима перед операцией консультация специалиста кардиолога (установка, если это требуется, аппарата в соответствующем режиме).
2. **Можно использовать биполярную коагуляцию или ультразвуковой генератор.**
3. При проведении хирургических вмешательств рекомендовано мониторировать ЭКГ с целью контроля работы ЭКС.
4. Не располагать электрохирургическую технику ближе чем на 20 см от корпуса ЭКС. При использовании биполярной коагуляции разряды наносить короткими залпами, использовать минимальные значения энергии и времени экспозиции.
5. В операционной должен быть дефибриллятор с функцией кардиостимуляции.
6. Запрещено использовать режим фульгурации (бесконтактной коагуляции).
7. Запрещено коагулировать около кардиостимулятора.

8. Использование коагуляции должно происходить в минимально возможном объеме.
9. Пластина пациента должна быть ближе к операционному полю и дальше от стимулятора.
10. Следует использовать наименьшие настройки мощности.

Если кардиостимулятор расположен между пластиной пациента и электродом хирурга, то ток воздействует и на него. **Современные кардиостимуляторы защищены от таких воздействий**, а их площадь достаточно большая, чтобы не вызывать нагрев. Хуже, что провод, идущий от него в миокард, нагревается на конце, вызывая коагуляцию в зоне контакта с сердечной мышцей. В дальнейшем этот участок не проводит импульсы от пейсмейкера, и аритмия вызвана не его поломкой, а нарушением проводимости.

Общие правила подготовки пациента к операции с использованием электрохирургии

В связи с возможностью появления высокочастотных искр между активным электродом и телом пациента значительную опасность представляет также воспламенение и детонация ряда газообразных наркотиков, а также **жидких дезинфицирующих веществ**. По этой причине при работе аппарата для электрохирургии **не допускается применение** таких взрывоопасных наркотических веществ, как эфир, циклопропан и некоторые другие.

Не следует приступать к операции до того, как будут убраны куски ваты, марли и другие гигроскопические материалы, пропитанные спиртом или иным горючим дезинфицирующим веществом.

Высокочастотный ожог может возникнуть и при исправной цепи «пассивного» электрода, если на пациента при проведении операции **наложен заземленный электрод какого-либо диагностического прибора**, например, электрокардиографа. Часть высокочастотного тока, проходя через этот электрод, может вызвать под ним ожог. Следует помнить, что электричество всегда идет по пути наименьшего сопротивления и всегда ищет землю.

Для исключения высокочастотных ожогов при подготовке к операции и при ее проведении должны строго выполняться правила, приведенные в инструкции по эксплуатации электрохирургического аппарата.

Хирургический дым

Хирургический дым возникает вследствие того, что внутритканевая жидкость нагревается, ткани коагулируются или происходит их вапоризация. **Дым от ткани при использовании электрохирургии является вредным и опасным для тех, кто вдыхает его содержимое.**



ПРИНЦИПЫ БЕЗОПАСНОСТИ И ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ ДЛЯ ВСЕХ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИХ ГЕНЕРАТОРОВ

➤ Перед первым включением прибора или всей системы в целом **внимательно изучите инструкцию.** Оборудование и инструменты должны эксплуатироваться только персоналом, прошедшим соответствующую подготовку, обучение или инструктаж.

➤ После транспортировки аппаратуры зимой перед включением необходимо выдержать несколько часов при комнатной температуре (до испарения конденсата).

➤ Оборудование не должно использоваться в присутствии взрывоопасных газов и газовых смесей.

➤ Перед использованием необходимо убедиться, что оборудование заземлено, а характеристики электросети отвечают характеристикам 50 / 60 Гц, 100-240 В.

➤ При нестабильной электросети рекомендуется применять сетевые фильтры или стабилизаторы напряжения - это продлит срок службы аппаратуры.

➤ Не перегружайте розетку и гибкий кабель, они могут нагреться и вызвать пожар или электрошок; проконсультируйтесь со специалистом, достаточно ли сечение проводов для той электрической нагрузки, которая планируется.

➤ Провода должны быть расположены таким образом, чтобы на них не наступать, чтобы никакие посторонние предметы на них не ставились.

➤ Ремонт должен осуществляться только представителями фирмы-производителя или уполномоченными специалистами.

➤ Используйте только те соединители, которые указаны в инструкции и прилагаются к аппарату; другие могут вызвать повреждение инструментов и угрожать вашей безопасности.

➤ Храните под рукой все инструкции, чтобы в любое время можно было ими воспользоваться.

➤ Пациент должен быть сухим и электрически изолированным. Необходимо при увлажнении заменить влажное покрытие операционного стола.

➤ Пациент не должен касаться любых электрохирургических приборов.

➤ Нельзя допускать контактов участков кожи пациента между собой (например, контакт рука-бедро и другие).

➤ Как правило, рекомендуется снимать украшения (пирсинги, кольца, серьги и другие).

Правила пользования электрохирургическим оборудованием:

На всех этапах работы с ЭХГ необходимо понимать, что это достаточно сложный технический комплекс, который **при неправильной эксплуатации несёт потенциальные проблемы для хирурга и пациента.**

Нельзя: применять электрохирургическое оборудование в качестве подставки для каких-либо предметов или подвергать его сильным сотрясениям. Со временем надёжность отдельных узлов генератора и компонентов цепи может снижаться, что, естественно, влияет на безопасность.

Обязателен: ежегодный, ежемесячный, предоперационный контроль, описанный в прилагаемых инструкциях. Прибор и инструменты должны быть

проверены до появления пациента в операционной. Состояние самого генератора должно **быть проконтролировано оперирующим хирургом**, как и готовность сигнализирующих и блокирующих систем. Особое внимание следует уделять целостности электродов и кабелей. Недопустимо использование инструментов с повреждённой изоляцией или надломанными проводами.

Мощность на передней панели электрохирургического оборудования устанавливают заблаговременно, ориентируясь на предшествующий опыт. **Следует применять минимальную мощность, достаточную для получения необходимого результата.** Это безопаснее и уменьшает износ техники. Использование самого низкого уровня настройки мощности на выходе выполняется также с целью уменьшения возможности случайного ожога.

Недопустима проверка аппарата, уже подключённого к пациенту.

Кабели, идущие от обоих электродов, не должны касаться тела пациента или операционного стола. **Недопустимо их свёртывание в виде петель или наматывание на цапку или другой металлический инструмент в виде спирали** (рис. 40). Это может индуцировать так называемые "шалльные" токи в металлическом инструменте и привести к ожогу кожи или других тканей.

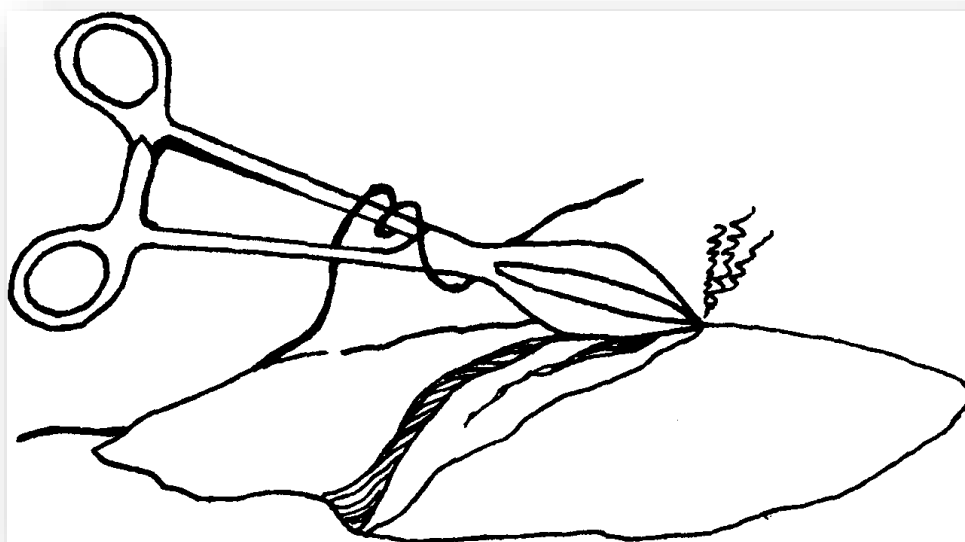


Рис. 40. Схема индуцирования так называемых "шалльных" токов.

ПОДГОТОВКА ПАЦИЕНТА

В первую очередь необходимо выяснить, **нет ли на поверхности тела или в теле пациента металлических предметов**, которые могут стать нежелательной и опасной точкой концентрации электрической энергии в ходе оперативного вмешательства: металлических скобок и скрепок, металлических осколков после ранений, штифтов, имплантированных кардиостимуляторов и датчиков, любых других электропроводящих предметов. Это важно для выбора места расположения электрода пациента при монополярной коагуляции или принятия решения об отказе от нее в пользу только биполярного режима. Особенно опасно применение монополярной коагуляции у пациента с кардиостимулятором. Это может привести к нарушению сердечного ритма.

Необходимо снять с пациента любые металлические предметы и украшения (серёжки, цепочки, кулоны, кольца). Они могут стать источником концентрации тока на коже и вызвать её ожог.

Наложение электрода пациента

В месте предполагаемого расположения электрода пациента сбривают волосы.

Главные моменты: выбор места наложения электрода, гарантия его надёжного контакта с телом пациента. И то, и другое должно быть дважды проконтролировано оперирующим хирургом. Небрежность или неудачное расположение электрода относительно зоны операции чревато возникновением ожогов. Во время операции и при изменении положения пациента на операционном столе следует обязательно контролировать правильность его наложения, особенно в месте его контакта с телом пациента.

В предполагаемом месте расположения электрода должно быть хорошее кровоснабжение, дабы обеспечить лучшую электропроводность. **Поэтому электроды не располагают в области суставов, поверхностно расположенных костей скелета, на участках кожи с грубыми рубцами.**

Электрод помещают **как можно ближе к зоне электрохирургического воздействия** (рис. 41). При операциях на органах брюшной полости электрод располагают под ягодицами или на бедре. При торакальных вмешательствах, операциях на голове и шее его целесообразнее разместить под лопатками или на плече. При операциях на конечностях электрод располагают проксимально.

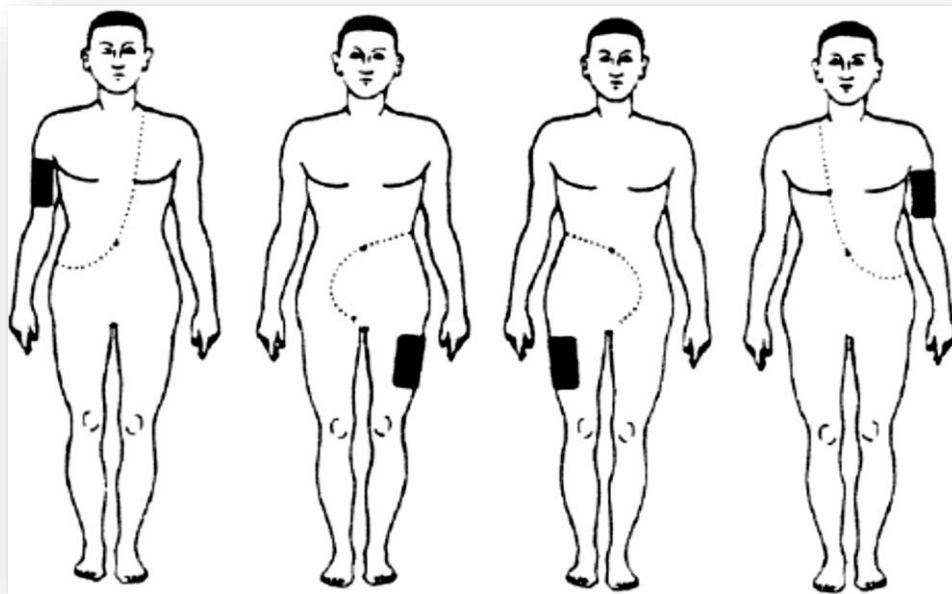


Рис. 41. Правильная область прикрепления «пассивного» электрода

Электрод должен быть надёжно фиксирован и плотно прилегать к коже всей своей поверхностью. Плотность соприкосновения обеспечивает либо тяжесть тела, либо фиксирующая повязка. Его смещение при перемене положения тела пациента может быть опасно.

Целесообразно использовать двойной гибкий электрод пациента для увеличения безопасности пациента. Использование одинарного гибкого электрода пациента не активизирует систему мониторингового наблюдения за качеством контакта.

Устанавливать нейтральный электрод следует таким образом, чтобы получить достаточную поверхность контакта с кожей пациента (рис. 42). Небольшая поверхность контакта может стать причиной ожога, потому что плотность тока, проходящего в месте контакта, очень высокая. **Необходимо хорошо прикрепить нейтральный электрод для создания контакта по всей поверхности внутреннего электрода.** Следует следить за смещением нейтрального электрода, если пациент поменял положение.

Перед наложением электрода необходимо очистить, растереть и выбрить кожу пациента в областях контакта для увеличения проводимости кожи в месте расположения электрода пациента. Вся проводящая поверхность электрода пациента должна быть прочно прикреплена к правильным областям, на плечах или бедрах, располагаясь как можно ближе к хирургической ране для уменьшения пути тока между активным монополярным электродом и нейтральным электродом. **Не допускать прохождения тока через сердце или легкие.**

Между участками поверхности кожи следует поместить сухое полотенце или марлю для предотвращения соприкосновения участков кожи, например, рук и тела пациента, а также бедер.

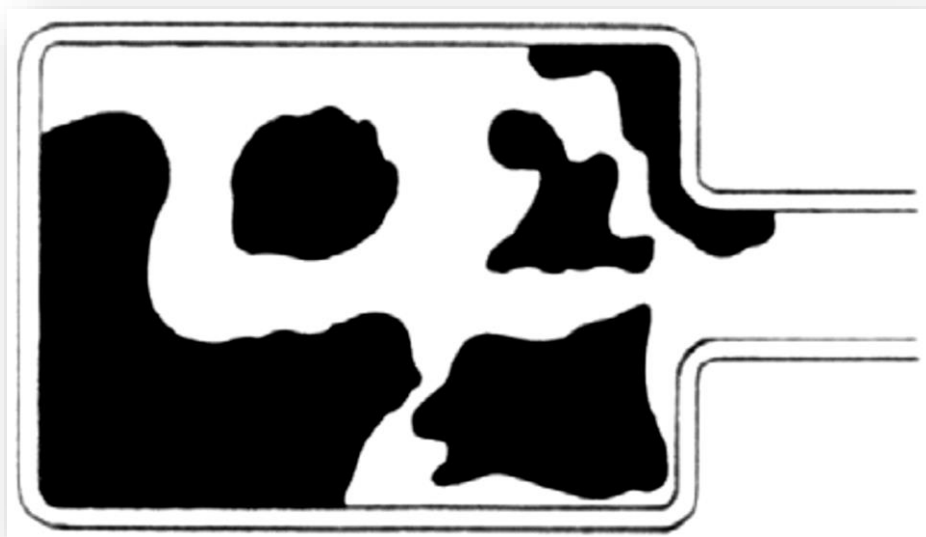


Рис. 42. Уменьшение области действия электрода пациента при неправильном его расположении.

□ - токопроводящая область; ■ - область электрода, не проводящая ток, потому что отсутствует контакт с кожей или имеется слабый контакт, вследствие присутствия жира, окисления, загрязнения и так далее.

Электрод пациента может быть использован без **специального геля** только в случае полной уверенности в том, что область контакта пациента и пассивного электрода не станет влажной в течение всей операции (в результате потоотделения, разливания жидкости, дезинфекционных средств, крови и так далее).

Запрещается использовать воду или физиологический раствор в качестве контактной жидкости для присоединения электрода пациента.

При проведении электрохирургической операции у пациента, имеющего металлические имплантаты, следует помещать электрод пациента таким образом, чтобы ток не проходил через имплантат.

Запрещается применять ВЧЭХ в одном помещении с горючими наркотическими веществами. Причиной взрыва могут стать: искрение контактов, высокая температура электрода, образование искр под электродом хирурга.

Источником воспламенения могут стать *дезинфицирующие или обезжиривающие вещества* (рис. 43). Поэтому перед операцией и во время её проведения **не следует применять**: эфир, ацетон, бензин, спирт, спиртовые настойки и другие горючие вещества.



Рис. 43. Воспламенение при использовании ЭХГ после обработки перед операцией операционного поля спиртсодержащими дезинфицирующим раствором (Floridainjurylawyer-blog.com).

Правила пользования электрохирургическим оборудованием при работе в режиме биполярной коагуляции:

Отключить ВЧ ток после достижения хирургического эффекта и *после того как только сформировалась достаточная коагуляция, не допуская обугливания тканей.*

Всегда содержать электрод в чистоте и полностью удалять остатки тканей с электрода.

Увлажнить сухие ткани, подлежащие коагуляции, стерильной водой или физиологическим раствором.

Для того чтобы коагулировать ткани рекомендуется удерживать электрод в контакте с тканями в течение короткого периода времени после отключения ВЧ тока. Считают, что ток жидкостей капилляров и прилежащих тканей смягчит и растворит прилипание поверхности контакта. В случаях интенсивного прилипания следует использовать стерильную воду или физиологический раствор.

Следует обязательно очищать электрод после каждого применения, потому что тканевая жидкость может покрывать поверхность электрода, что уменьшает проводимость тока. Во время выполнения операции хирург считает, что для достижения эффекта мощность на выходе низкая и увеличивает ее на панели ЭХГ. Это может вести к обугливанию тканей и усилению кровотечения.

Электромагнитные помехи

Помехи, производимые высокочастотным хирургическим оборудованием, могут неблагоприятно влиять на работу находящихся поблизости электронных приборов.

Если во время работы ЭХГ возникают помехи в работе находящимся поблизости других электронных систем, для их снижения **рекомендуется выполнить следующие действия:**

1. Использовать самую низкую соответствующую настройку мощности.
2. Использовать низковольтные режимы, такие как «PURE CUT» (чистое резание), «SOFT COAG» (щадящая коагуляция) или «SWIFT COAG» (быстрая коагуляция) вместо высоковольтных режимов, таких как «BLEND» (смешанное резание) «SPRAY COAG» (поверхностная коагуляция).
3. Использовать биполярный метод вместо монополярного.
4. Не располагать электрохирургическое оборудование и активные инструменты вблизи оборудования, в работе которого возникли помехи.

Для пациентов, имеющих кардиостимулятор или другой активный имплантат, при работе ЭХГ в монополярном режиме они могут быть повреждены.

Рекомендации по настройке мощности на выходе «ЭХГ ИНТЕГРАЛ» (Республика Беларусь):

Настройка мощности на выходе для монополярного резания:

Лучший уровень мощности зависит от **следующих факторов:** форма электрода, скорости движения электрода в руках хирурга, траектории движения электрода в тканях, структуры ткани, формы волны тока.

Настройка мощности полностью зависит от опыта и мнения хирурга, но ниже приведены рекомендуемые условия для выбора оптимальной мощности на выходе:

- при использовании **игольчатого или ланцетовидного электрода** со слишком маленьким диаметром, которые применяются при гладком резании с минимальной коагуляцией прилегающих тканей, установить мощность на 100 – 150 ватт в режиме чистого резания;
- при использовании **электрода с большим диаметром, шарикового электрода или электрода для рассечения** установить мощность на 150 – 200 ватт в режиме чистого резания.

Установить уровень мощности для **большей коагуляции прилежащих тканей** следующим образом:

- в режиме смешанного резания 1 - установить уровень мощности 120 – 170 ватт.
- в режиме смешанного резания 2 - установить уровень мощности 100 – 150 ватт.

- в режиме смешанного резания 3 - установить уровень мощности 50 – 100 ватт.

При резании жировой ткани увеличить мощность на 20 - 50 ватт, потому что в таких тканях увеличивается электрическое сопротивление.

Обязательно содержать электрод в чистоте, что приводит к высокой равномерности резания и предотвращает увеличение настроек мощности выше необходимого уровня.

Настройка мощности на выходе для монополярной коагуляции

Правильный уровень настройки зависит от типа тканей, формы электрода и формы волны тока.

Для выбора оптимальной мощности на выходе **рекомендуется соблюдать следующий порядок действий:**

- обязательно содержать активный электрод в чистоте, иначе может произойти случайное искрение и обугливание тканей;

- **при использовании шарикового электрода** рекомендуется использовать режим быстрой коагуляции и мощность на выходе 50 - 100 ватт;

- при работе **активным электродом с относительно маленькой рабочей поверхностью** рекомендуется использовать режим форсированной коагуляции и установить мощность на выходе от 30 до 70 ватт;

- при использовании электрода **с тонким диаметром** рекомендуется установить мощность на выходе от 20 до 50 ватт в режиме поверхностной коагуляции;

- для уменьшения обугливания тканей рекомендуется выбрать щадящую коагуляцию. Наиболее подходящая мощность в этом режиме - от 40 до 80 ватт.

Настройка мощности на выходе для биполярной коагуляции

Наиболее подходящая мощность для данного метода – от 25 до 50 ватт.

Установка слишком высокой мощности приведет к прилипанию электрода к тканям и вероятно к поверхностному обугливанию, поэтому ток не будет передаваться. Однако установка слишком низкой мощности приведет к очень медленному формированию коагуляции. Если бранши инструментов будут чистыми и будет установлена оптимальная мощность, полная коагуляция сформируется в течение 1 - 5 секунд.

Настройка мощности для электролигирования сосудов ЛигаШу

Аппарат для электролигирования сосудов может использоваться в двух различных режимах сшивания 1 и сшивания 2.

Режим сшивания 1 используется в тех случаях, когда инструменты находятся в соприкосновении с большим объемом тканей («толстые», плотные ткани) и должно использоваться больше энергии.

Режим сшивания 2 применяется для случаев, когда инструменты находятся в соприкосновении с небольшим объемом тканей и должно использоваться меньше энергии.

Для режима «seal1» (сшивание 1) может быть установлена мощность от 100 до 160. В этом режиме при увеличении мощности увеличивается время, необходимое для подачи энергии к тканям. Поэтому рекомендуется начинать проведение операции при уровне мощности 130. Мощность может быть увеличена в случае работы с плотными тканями, при необходимости применения большей энергии для выполнения сшивания, или если хирург чувствует, что устройство сообщает о «выполнении сшивания» до его фактического выполнения.

Для режима «seal2» (сшивание 2) может быть установлена мощность от 50 до 80. Стандартная подходящая мощность для этого режима – от 55 до 70.

При использовании режима «seal2» (сшивание 2) и хирургического инструмента «Bowa-Ligator» рекомендуется установить мощность на 80.

Правила пользования электрохирургическим оборудованием при работе в режиме электролигирования сосудов ЛигаШу:

1. Не использовать аппарат для электролигирования сосудов без прохождения обучения, иначе Вы столкнетесь с не предусмотренными последствиями.

2. Правильный режим сшивания сосудов «ЭХГ ИНТЕГРАЛ» выбирается исходя из хирургического инструмента и инструкции пользователя аппарата. В ином случае сшивание будет не прочным.

3. Инструмент должен быть сухим и подключаться к генератору.

4. Для прочного сшивания инструмент должен быть полностью защелкнут, для того, чтобы к тканям было приложено необходимое механическое давление.

5. Любая часть тканей, находящаяся вне губок инструмента или рядом с соединением или инструментом, не будет сшита, даже если она стала белой во время подачи энергии.

6. После окончания процесса поверхность инструмента нагревается. Соблюдать осторожность и не допускать ожога других частей тканей в результате случайного касания.

7. Не включать генератор, если губки инструмента касаются какого-либо металлического предмета. В этом случае энергия может не поступить к тканям, а пациент или врач может получить ожог.

8. Перед началом процесса просушить зону сшивания. Если инструменты вступают в контакт с токопроводящими жидкостями (кровь или физиологический раствор), нагревание или энергия могут поступить к прилегающим тканям.

9. Поскольку изменить настройки во время процесса сшивания нельзя, перед включением проверить мощность и режим.

10. Вся поверхность и отверстия инструментов должны быть очищены от крови и тканей, затем промыта водой и просушена мягкой тканью. Чистота

инструментов важна для обеспечения правильной передачи энергии и для выполнения процесса сшивания.

11. В случае наблюдения искрения немедленно остановить операцию и проверить все разъемы устройства. Искрение при контакте металл-металл может стать причиной нейромышечной стимуляции пациента.

12. Сосуд должен зажиматься губками инструмента вместе с окружающими тканями, а не изолированно. Это приведет к более прочному сшиванию.

13. Во время процесса электролигирования сосуд не должен быть натянутым. Иначе он может при работе инструмента разрываться, что приведет к кровотечению.

14. Если к устройству подключаются и начинают работать одновременно аппарат для электролигирования сосудов и монополярный инструмент, аппарат отключается без какого-либо предупреждающего сигнала.

15. Повторное использование одноразовых инструментов приведет к прилипанию тканей к электродам и возникновению электрической дуги. Электролигирование при этом не будет прочным.

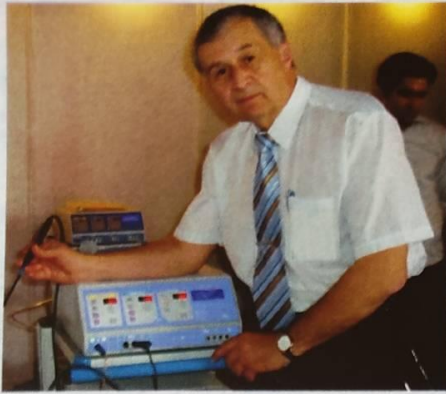
ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработка методов местного гемостаза является одной из наиболее сложных и актуальных проблем абдоминальной хирургии. Безопасная диссекция тканей и надежная остановка кровотечения являются основными условиями для использования физических методов гемостаза при выполнении оперативных вмешательств на органах брюшной полости как в открытой, так эндовидеолапароскопической хирургии. Применение высокочастотных электрохирургических генераторов, которые широко используются в хирургической практике, при несомненных преимуществах имеют ряд отрицательных сторон. Такое положение позволяет считать обоснованным поиск новых методов местного гемостаза, в первую очередь, при выполнении эндовидеохирургических вмешательств.

Список литературы

1. Грицаенко Д.П., Лапшин А.С., Нетеса Ю.Д., Орловский П.И. Использование современных электрохирургических аппаратов в практической хирургии: Пособие для врачей. - СПб.: СПбГМУ, 2005. - 43 с.
2. Завада Н.В. Актуальные проблемы неотложной хирургии в Республике Беларусь / Н.В.Завада // Актуальные вопросы хирургии: материалы XIV съезда хирургов Республики Беларусь/под ред. А.Н.Косинца. - Витебск: ВГМУ, 2010 – с. 82-83.
3. Завада Н.В. [и др.] Клинические протоколы диагностики и лечения пациентов с острыми хирургическими заболеваниями // Практическое руководство/ разраб.: под ред. Н.В.Завада. [и др.]; - Минск: Профессиональное издание, 2016. - 64 с.
4. Козел, А.И. Сравнительная характеристика высокоинтенсивного лазерного излучения и высокочастотной электроэнергии в лапароскопической хирургии /А.И. Козел, С.А. Совцов, А.Н. Пряхин // Лазерная медицина. - 2006. – Т.10.- Вып. 1. – С. 39-43.
5. Крапивин, Б.В. К вопросу о понятии "осложнение эндохирургической операции" / Б. В. Крапивин, А. А. Давыдов, Р. С. Дадаев и др. // Эндоскопическая хирургия. — 2001. — № 6 . — С. 3-9.
6. Крапивин, Б.В. К вопросу о понятии «осложнение эндохирургической операции» / Б.В.Крапивин [и др.] // Эндоскопическая хирургия. – 2001. - № 6. – С. 3-9.
7. Малоштан А.В., Бойко В.В., Тищенко А.М., Криворучко И.А. Лапароскопические технологии и их интеграция в билиарную хирургию. - Харьков: СИМ, 2005. - 367 с.
8. Малиновский Н. Н.. История развития физических методов гемостаза в хирургии / Н. Н. Малиновский, Е. И. Брехов, И. В. Аксенов и др. // Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова : Научно-практический журнал. — 2006. — № 4 . — С. 75-78.
9. Миляев Е.М. Профилактика электрохирургических осложнений при выполнении лапароскопической холецистэктомии. – 2006, Курск. – Автореферат дисс. канд. мед наук.
- 10.Пряхин, А. Н. Высокоинтенсивное лазерное излучение в лапароскопической гепатобилиарной хирургии / А. Н. Пряхин // Анналы хирургической гепатологии : научно-практический журнал /

- Международ. обществ. организация "Ассоциация хирургов-гепатологов". - 2006. - Том 11. - № 4. - С. 38-43.
11. Пряхин А. Н. Использование высокоинтенсивного лазерного излучения в лапароскопической хирургии: автореферат дис. ... доктора медицинских наук : 14.00.27 / Челябинск, 2008, 42 с.
 12. Федоров И.В., Никитин А.Т. Клиническая электрохирургия . – М.: ГЭОТАР-Медицина, 1997. – 86-92 с.
 13. Федоров И.В., Сигал Е.И., Одинцов В.В. Эндоскопическая хирургия. - М.: Медицина, 1998. - 351 с.
 14. Федоров И.В., Попов В.Я. Электрохирургия в лапароскопии. - М: Триада-Х, 2005. - 70 с.
 15. Acland K. M., Calonje E., Seed R. T., et al. A clinical and histologic comparison of electrosurgical and carbon dioxide laser peels // J Acad Dermatol. – 2001. – Vol.44. – P. 492–496.
 16. Hainer B.L. Fundamentals of electrosurgery // J. Amer. Board. Fam. Pract. – 1991. – Vol.4. –P. 419–426.
 17. Frizelle F.A. Port attachment without capacitive coupling / F.A. Frizelle, M.P. Dunkely, A. Cuschieri // Aust. N. Z. J. Surg. – 1996. – Vol. 66. – P.313.
 18. M. Dale Sarradet, M. Hussain, D. J. Goldberg. Electrosurgical Resurfacing: A Clinical, Histologic, and Electron Microscopic Evaluation // Lasers Surg. Med. – 2003. – Vol. 32. P. 111–114.
 19. Telfer J.R. The British journal of surgery // Comparative study of abdominal incision techniques. - 1993; 80: 2: 233—235.
 20. Trondsen E. et al. An experimental study on effects of monopolar diathermy on the bile ducts Eur J Surg 1998; 164: 4: 297—303.
 21. Tucker R.D. et al. Histologic characteristics of electrosurgical injuries // J Am Assoc Gynec Laparosc 1997; 4: 2: 201—206.
 22. Saliken J.C., McKinnor G., Gray R.R. et al. Liver cryosurgery with curative intent: can we realize the promise? // Can. Assoc. Radiol. J. - 1999. - Vol. 50, №5. - P. 295-297.
 23. Willson P.D. Electrosurgical coupling to a metal cannula causing skin burns during laparoscopic surgery / P.D. Willson, J.D. Walt, J. Rogers // Min. Invas. Ther. – 1995. – Vol. 4. – P.163-164.



Завада Николай Васильевич – профессор, доктор медицинских наук, профессор кафедры неотложной хирургии БелМАПО. Автор более 300 научных работ, включая 12 монографий и учебных пособий. Имеет 8 патентов РБ, 6 рацпредложений и 3 инструкции на метод. Подготовил 4 кандидатов медицинских наук, руководит работой 4 соискателей. С 2000 по 2016 годы – заведующий кафедрой неотложной хирургии БелМАПО.

Профессор Завада Н.В. является одним из известных в Республике Беларусь специалистов в области хирургии. Длительное время он работал по совместительству в должности главного хирурга Минздрава Беларуси. В настоящее время курирует самые сложные направления экстренной медицины – сочетанная травма, неотложная хирургия заболеваний органов брюшной полости и повреждения живота. Является одним из ведущих специалистов республики в лечении пациентов с острыми хирургическими заболеваниями живота.

Он одним из первых в Беларуси в 1993 году освоил лапароскопические операции на органах брюшной полости. Внес значительный вклад в развитие лапароскопической хирургии республики. Является соавтором первой в республике монографии по лапароскопической хирургии (1997 год). Автор и соавтор многочисленных новых методов лечения пациентов с неотложными хирургическими заболеваниями, которые внедрены в практику. Он является также автором первых в Беларуси протоколов (стандартов) диагностики и лечения острых хирургических заболеваний живота, которые были утверждены МЗ РБ в 2005 году и были внедрены в работу хирургических отделений всей республики. Принимал самое активное участие в подготовке первых в Беларуси протоколов диагностики и лечения хирургических заболеваний в амбулаторных условиях (2002 г.), алгоритма оказания помощи, пострадавшим с сочетанной травмой (2007 и 2017 годы), новой редакции клинических протоколов по неотложной хирургии (2015 и 2017 годы). Являлся научным руководителем НИР по разработке и организации серийного производства первого в Беларуси препарата для энтерального (зондового) питания хирургических пациентов (2005 год) и первого в республике электрохирургического генератора высшего класса с функцией ЛигаШу (2011 год).

Профессор Завада Н.В. награжден знаком МЗ РБ «Отличник здравоохранения Республики Беларусь» (2007 год), грамотами МЗ РБ, Почетными грамотами ГКНТ Республики Беларусь, КЗ Мингорисполкома и БелМАПО. Был избран и принимал участие в работе Первого съезда ученых республики Беларусь (2007 г.). Лауреат Президентской стипендии в области здравоохранения. Является членом советов по защите диссертаций Д 03.15.03 в БелМАПО и Д 03.18.05 в БГМУ. Главный внештатный специалист и Председатель постоянно действующей проблемной комиссии по неотложной хирургии МЗ РБ, эксперт по проведению медицинских судебных экспертиз (с 2016 г.), член Президиума Правления Белорусской ассоциации хирургов. Председатель Правления общества хирургов г. Минска и Минской области (с 2003 года). Член редакционных советов журнала им. Н.В.Склифосовского «Неотложная медицинская помощь» (г. Москва) и «Новости хирургии» (г. Витебск). Член редакционной коллегии журнала «Хирургия. Восточная Европа». Главный редактор международного научно-практического журнала «Экстренная медицина».

ISBN 978-985-584-187-7

