

02, февраль 2016

УДК 617-7

Обоснование необходимости введения блока обратной связи в электрохирургический аппарат

*Сердюченко Д.А., студент
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н. Э. Баумана,
кафедра «Медико-технический менеджмент»*

*Заходяйченко М.А., студент
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н. Э. Баумана,
кафедра «Медико-технический менеджмент»*

*Научный руководитель: Тезяев С.А., доцент, к.э.н.
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н. Э. Баумана,
кафедра «Медико-технический менеджмент»
bauman@bmstu.ru*

Электрохирургия - медицинская процедура, состоящая в разрушении биологических тканей с помощью переменного электрического тока с частотой от 200 кГц до 5,5 МГц. Эффект достигается благодаря теплоте, рассеянной в тканях от данного тока. С помощью этого метода можно одновременно удалять и коагулировать ткани; и, как следствие, были сделаны значительные вклады в несколько направлений клинической медицины, начиная с введения этого метода в конце 1920х. С помощью электрохирургии можно достигнуть многих хирургических мест лучше, чем каким-либо другим устройством или методом, резко снижая при этом осложнения и смертность, связанные с операцией. Это связано с уменьшением времени под анестезией и осложнений из-за кровоизлияний во время операции и после. Рассмотрим подробнее преимущества и недостатки электрохирургии, которые наглядно представлены в таблице 1.

Таблица 1

Сравнительный анализ современных методов хирургического вмешательства

Метод воздействия	Преимущества	Недостатки
Электрохирургия	• уменьшение кровопотерь • меньшая болезненность в раннем послеоперационном периоде • асептичность и абластичность • сокращение времени послеоперационного восстановления	Ежегодно в США ожоги в результате неверного использования этой энергии происходят у 40 000 больных. Другой вариант – повреждение изоляции, прямой или емкостной пробой. Повреждение изоляции возможно при многократном использовании инструментов, повторной стерилизации, высокой интенсивности тока, протекающего через проводник.
Ультразвуковая энергия	Основной вывод большинства исследований сторонников ультразвука состоит в том, что минимальное термальное распространение приводит к минимальным термальным повреждениям. Однако, есть сообщения, опровергающие заявления касательно достоверности измерения температуры ткани рядом с кончиком инструмента. ЛХЭ (лапароскопическая холецистэктомия) кривая облучения при использовании ультразвука значительно короче в сравнении с электрохирургией.	Медленная коагуляция в сравнении с электрохирургией, изменение частоты и импеданса самих хирургических систем, обусловленное усталостью инструмента. Ультразвук вызывает распыление жидкости, что может создать преходящий туман.
Лазер	• сокращение времени послеоперационного восстановления • уменьшение кровопотерь • асептичность (лазерное излучение обладает бактерицидным действием) • не обладает онкогенным воздействием (не содержит ультрафиолетовых волн в диапазоне 320-400 нм)	Недостатки лапароскопической лазерной хирургии включают высокую стоимость специфического оборудования, необходимость длительного обучения специфики лазера в лапароскопии, риск воспламенения горючих материалов и увеличение продолжительности операции. Одним из наиболее существенных осложнений лазера признана газовая эмболия, которая может быть фатальной. Описаны послеоперационные

	• Рубец менее выражен в сравнении с другими видами энергии	кровотечения.
Коагуляция в струе аргона - Argon beam coagulation (ABC)	Струя аргона устраняет кровь и сгустки из операционного поля, коагулируемая поверхность становится однородной. Меньше дыма, чем при использовании обычной электрохирургии. Ускоряет время коагуляции.	Наибольшее ограничение использование ABC системы – потенциальная опасность газовой эмболии. Многочисленные случаи остановки сердца описаны при использовании аргона из-за газовой эмболии по причине нерастворимости его в кровяном русле.

Таблица 1, а также данные Американской Ассоциации врачебного страхования (PIAA) подтверждают, что наиболее распространенным осложнением электрохирургии является ожог тканей. Причем встречаются как ожоги в зоне оперативного вмешательства, легко диагностируемые визуально, так и скрытые, вследствие аномальных путей распространения тока. Актуальной проблемой на сегодняшний день остается контроль температуры в зоне воздействия. Причиной возникновения ожогов в зонах оперативного вмешательства является отсутствие согласования параметров воздействия с характеристиками биоткани. Выходная мощность таких аппаратов стабильна, как правило, в достаточно узком диапазоне электросопротивлений. При попадании характеристик ткани в этот диапазон воздействие оказывается максимально эффективным. При непопадании – чем существеннее различия, тем меньше эффективность воздействия вследствие увеличения падения мощности относительно номинала. В этом случае хирург вынужден “вручную” увеличивать мощность воздействия. Подбор осуществляется эмпирически и иногда оказывается неоптимальным, что приводит к ожогам и перегревам ткани. Избежать подобных врачебных ошибок и повысить эффективность воздействия может оснащение электрохирургического аппарата блоком обратной связи, благодаря которому осуществляется подстройка выходной мощности аппарата в соответствии с величиной электрического импеданса биоткани в данный момент времени.

Как видно из рис. 1, на сегодняшний день существует множество методов электрохирургического вмешательства.

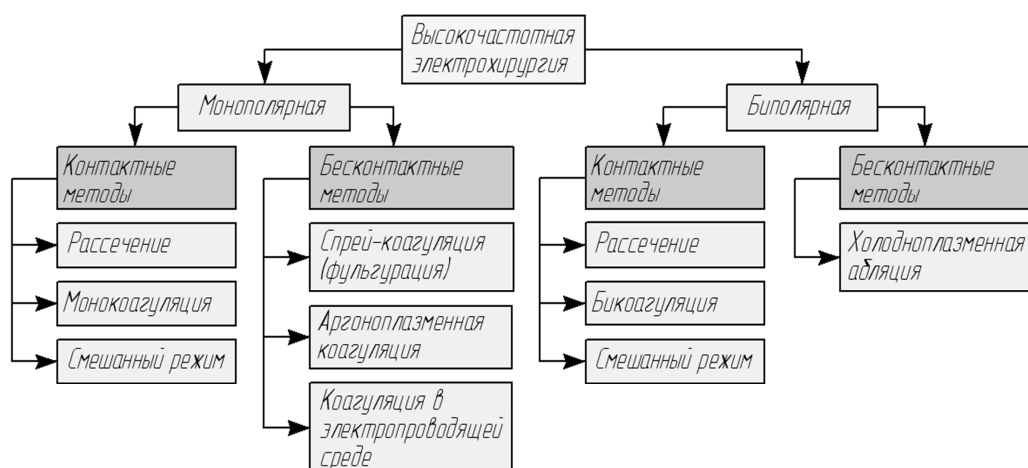


Рис. 1. Методы высокочастотной электрохирургии

Современный парк высокочастотных электрохирургических аппаратов очень разнообразен.

В зависимости от назначения и области применения аппараты имеют:

- различные по схемотехнике и структуре высокочастотные генераторы мощности;
- -различные наборы параметров, режимов и функций;
- широкий набор электродов, инструментов и вспомогательных устройств.

Универсальные аппараты, как правило, используются в общей хирургии, имеют широкий набор рабочих инструментов, много режимов, большую мощность. Это позволяет осуществлять различные виды воздействий. Более подробный анализ рынка электрохирургических аппаратов представлен в таблице 2, которая представлена ниже.

Анализ современного рынка электрохирургических аппаратов

Фирма-производитель	Страна-производитель	Максимальная выходная мощность, Вт	Режимы работы	Области применения
Фотэк	Россия	70-350	Монополярное резание; форсированная коагуляция; мягкая коагуляция; монополярный смешанный режим; биполярная коагуляция, биполярный смешанный режим; спрей-коагуляция; аргоноплазменная коагуляция.	Гинекология, гастроэнтерология, травматология, ортопедия, пластическая хирургия.
Эфа	Россия	70-300	Монополярное резание; форсированная коагуляция; мягкая коагуляция; монополярный смешанный режим; биполярная коагуляция; спрей-коагуляция; аргоноплазменная коагуляция.	Косметология, дерматология, ортопедия, гинекология, педиатрия.
Dixion	Россия	50-350	Монополярное резание; монополярная коагуляция; биполярное резание; биполярная коагуляция; спрей-коагуляция; аргоноплазменная коагуляция	Большинство электрохирургических вмешательств, в том числе требующих высокие выходные мощности (кардиохирургия, урология).

МТУСИ	Россия	5-400	Монополярное резание; монополярная коагуляция; монополярный смешанный режим; биполярный смешанный режим; спрей-коагуляция; аргоноплазменная коагуляция	Косметология, дерматология, амбулаторная хирургия, ветеринария.
ERBE	Германия	125-500	Монополярное резание; форсированная коагуляция; мягкая коагуляция; биполярное резание; биполярная коагуляция	Хирургия, гинекология, эндоскопия, урология, ортопедия.

Специализированные аппараты содержат специфические для конкретного применения аксессуары, имеют прецизионные регулировки, специальные нагрузочные характеристики и т.п. и используются только в определенных областях хирургии. Специализированные аппараты проще, надежнее и дешевле. Наиболее часто обратная связь по импедансу нагрузки реализуется в виде автоматизированного формирования нагрузочной характеристики, в соответствии с величиной электрического импеданса ткани в данный момент времени. Это система AUTO CUT у аппаратов фирмы ERBE, системы REM-system и Instant Response у аппаратов ValleyLab.

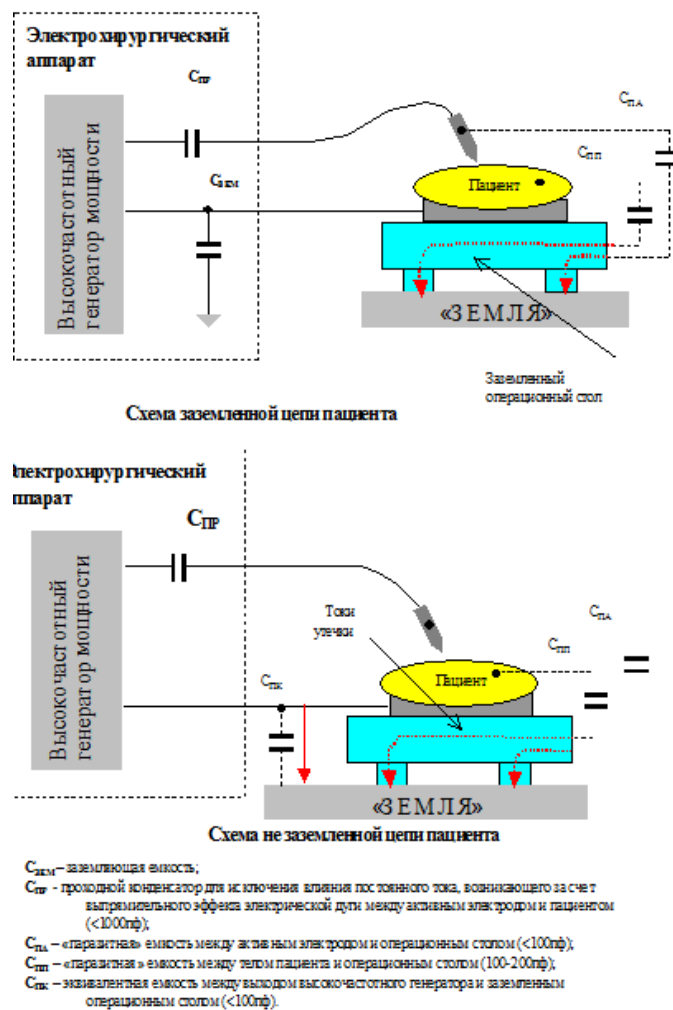


Рис. 2. Схема организации цепи пациента

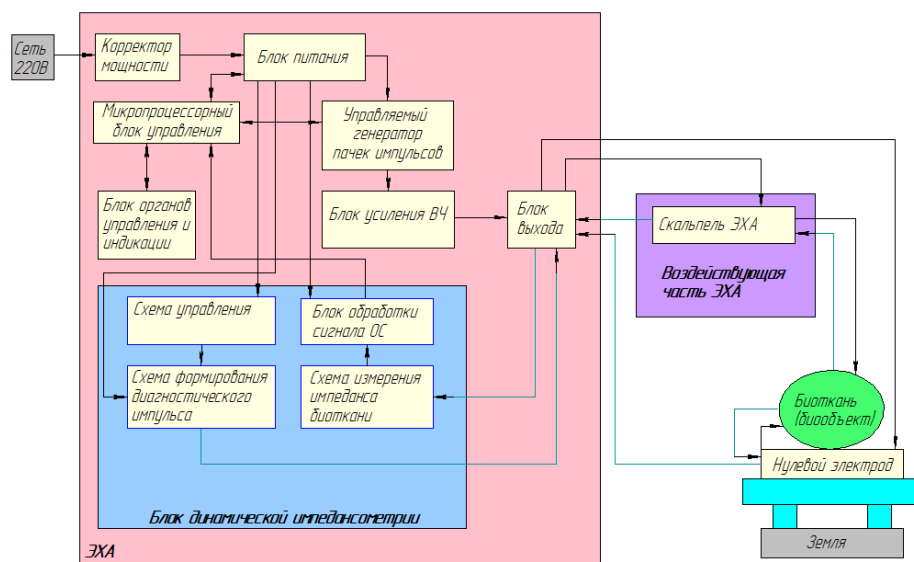


Рис. 3. Структурная схема электрохирургического аппарата с блоком динамической импедансометрии

Рис. 2 наглядно отображает правильное заземление пациента при проведении электрохирургических процедур, а из рис. 3 видно, что для измерения импеданса схемой формирования диагностического импульса, управляемой соответствующей схемой управления, связанной с микропроцессорным блоком управления, формируется диагностический импульс тока, который подается на электрохирургические электроды в моменты отсутствия ВЧ напряжения. При этом измеряется напряжение на электродах и рассчитывается величина электрического импеданса.

Информация об измеренном импедансе поступает на блок обработки сигнала обратной связи, где в зависимости от величины преобразуется в двоичный цифровой код, который поступает на вход микропроцессорного блока управления. В зависимости от полученной информации микропроцессорный блок управления корректирует или оставляет без изменения напряжение питания, осуществляя тем самым стабилизацию выходной мощности ЭХВЧ аппарата.

Связь блока управления модуля динамической импедансометрии с микропроцессорным блоком управления необходима для изменения параметров диагностического импульса с учётом текущего режима работы ЭХВЧ аппарата.

Блок выхода включает в себя согласующие трансформаторы, выходные разъемы, проходные и фильтрующие емкости. Для защиты от высокого напряжения, подаваемого на электроды с усилителя ВЧ, в выходном блоке установлена схема защиты от высокого напряжения.

Система измерения импеданса биоткани предполагает регистрацию тока и напряжения в цепи активного электрода, а также посредством деления в вычислителе по формуле:

$$R = \frac{U}{I}.$$

Это дает возможность определения искомого импеданса.

Данные измерения напряжения и тока проводятся на частоте электрохирургического воздействия, равной 440 кГц. Сами измерения проводятся выборочно с частотой 22 кГц. Система измерения импеданса биоткани изображена на рис. 4.

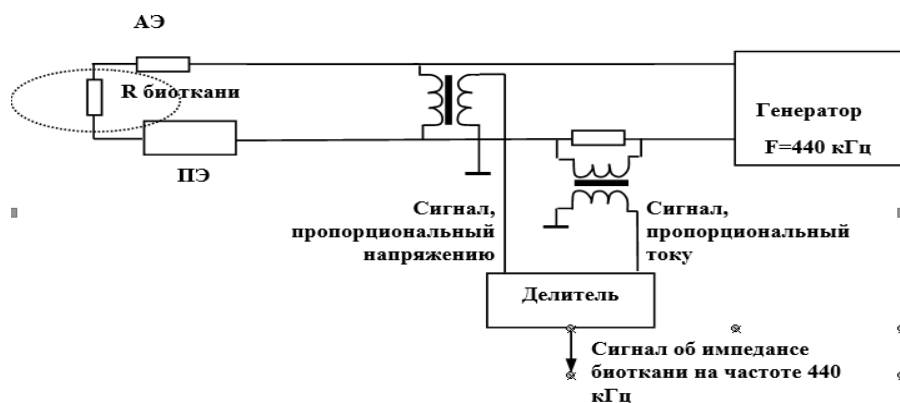


Рис. 4. Система регистрации импеданса биоткани на поверхности

Таким образом, блок обратной связи позволяет свести на ноль риск возникновения ожог в месте оперативного вмешательства, что является самым распространенным вариантом осложнения при электрохирургических процедурах.

Список литературы

- [1]. Белов С.В. Исследование принципов электрохирургических воздействий и разработка научных основ проектирования аппаратов и устройств для высокочастотной электрохирургии: диссертация на соискание учёной степени доктора технических наук. М., 11-й формат, 2004. 53 с.
- [2]. Иткин И. М. Аппаратно-контролируемая биполярная электрокоагуляция в хирургическом лечении геморроя: автореферат диссертации канд. мед. наук. М., 2004. 30 с.
- [3]. Долецкий С.Я., Дробкин Р.Л., Ленюшкин А.И. Высокочастотная электрохирургия. М.: Медицина, 1980. 199 с.
- [4]. Филипов А.Г., Белопольский В.М., Евдокимов. Современное состояние техники электрохирургии. М.: Препринт/МИФИ. 003-96, 1996. 28с.
- [5]. Федоров И.В. Высокочастотный ток в эндохирургии. М.: Гэотар медицина, 2004. 351 с.