

# ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОХИРУРГИИ ПРИ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВАХ В ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ОБЛАСТИ

Базык-Новикова О.М, Ажгирей М.Д., Бурлакова Т.В.\*, Людчик Т.Б. ,  
Гольцев М.В.\*

*УО «Белорусский государственный университет»  
кафедра челюстно-лицевой хирургии  
кафедра медицинской и биологической физики \**

**Актуальность и цель исследования.** Широкое использование и развитие методик высокочастотной электрохирургии, называемой обычно просто электрохирургией, в первую очередь связано с клинической необходимостью контролировать гемостаз во время выполнения целого ряда хирургических вмешательств [1]. Принципиально существует два основных вида высокочастотной электрохирургии – электротомия (резание, диссекция) и электрокоагуляция. В настоящее время получило развитие два основных метода электротомии: электроаккутомия и электрокоагулотомия, отличающиеся в основном шириной рабочей режущей поверхности. Для осуществления эффекта резания (диссекция; cut) с минимальным гемостазом используются наиболее тонкие игольчатые электроды или плоские электроды через сопутствующий хирургический инструментарий (например, узкий анатомический пинцет). Коагуляция, в свою очередь, также имеет две разновидности в зависимости от механизма её осуществления: фульгурация (бесконтактная, искровая коагуляция) и десикация (контактная коагуляция, тепловая коагуляция). Помимо этого, существует большое количество смешанных режимов (blend), сочетающих в различном соотношении резание с коагуляцией.

Механизм электрохирургического резания, проводимый в правильно выбранном режиме для воздействия на определенные виды ткани, основан на

очень быстром воздействии тока на внутритканевую (внутриклеточную) жидкость, которая ещё до коагуляции ткани превращается в пар, занимающий объём, в тысячу раз больший, чем вода; клеточная мембрана при этом разрушается, что даёт основание сравнить этот процесс со взрывом. Для осуществления электрохирургического рассечения тканей должен быть создан ряд условий:

- ткань необходимо нагреть до температуры, превышающей 100°C;
- ткань должна быть нагрета быстро, в течение короткого промежутка времени, для чего необходима достаточно высокая мощность;
- пики напряжения должны быть более 200 В и достаточно длительными, чтобы создать необходимую плотность тока;
- наличие высокой степени чистоты поверхности рабочего электрода (наличие нагара ведет к снижению скорости нагрева).

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

В зависимости от типа реализуемой электрической цепи и соответствующих инструментов существует два метода высокочастотного электрохирургического воздействия на ткань типа: монополярный и биполярный. Монополярная методика электрохирургии является наиболее часто используемым методом электрохирургического воздействия ввиду своей клинической эффективности, универсальности и возможности воспроизведения различных тканевых эффектов и используется как для рассечения тканей, так и для коагуляции. При использовании монополярного инструмента электрическая цепь замыкается через электрод пациента (возвратный, или нейтральный, электрод). Монополярная методика электрохирургии потенциально (при несоблюдении техники безопасности) наиболее опасна, так как образует электрическую цепь, проходящую через тело пациента, в связи с чем существует опасность электротравмы и образования аномальных ответвлений электротока. Биполярная методика электрохирургии имеет некоторые ограничения - в биполярном режиме отсутствует возможность осуществления бесконтактной фульгурации; благодаря низким уровням напряжения биполярное воздействие менее эффективно при активных

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

Современные электрохирургические генераторы работают в диапазоне частот от 200 кГц до 3,3 МГц. Нижняя граница этого интервала обусловлена существованием нейромышечного эффекта воздействия тока, в то время как верхняя граница является более свободной и определяется техническими соображениями. При очень высоких частотах становится трудным контролировать направление течения тока из-за появления ёмкостных пробоев и радиальной потери энергии, что может привести к ожогам тканей и поражению электрическим током, в том числе и врача [2, 3]. Также большинство генераторов создаёт некоторый набор модулированных форм волн, находящихся в промежуточном положении между резанием и коагуляцией. Их называют “смешанными токами” (“blend”). Это, пожалуй, наиболее описательный термин, так как он подразумевает, что часть клеток испаряется (подвергается резанию), а часть коагулируется. По мере увеличения модуляции формы волны и возрастания напряжения тканевой эффект меняется в сторону усиления коагуляции (гемостаза) и уменьшения резания.

Учитывая вышеизложенные аспекты и особенности челюстно-лицевой области - высокое кровоснабжение тканей, наличие большого количества разных по плотности анатомических структур, близость прохождения нервных волокон – большинство хирургов используют монополярный режим с применением плоского электрода через узкий анатомический пинцет или кровоостанавливающий зажим, реже - игольчатых электродов (чем меньше диаметр электрода, тем быстрее он нагревает прилегающие ткани).

Для электрохирургических оперативных процедур в челюстно-лицевой области установлены следующие средние параметры мощности электрохирургических генераторов: коагуляция - 30-70 Вт, резание - 30-150 Вт. При работе следует учитывать сопротивление тканей (жировая - 800-1000 Ом, мышечная - 300-500 Ом, нервная - 100-250 Ом). Эффект воздействия на ткань (глубина прогревания ткани), окружающей активный электрод, также определяется путём выбора соответствующего электрода и зависит, кроме мощности, от плотности электрического тока, режима вывода (формы волны) и времени воздействия.

Экспериментально установлено, что использование биполярной коагуляции сопровождается выраженным термическим воздействием на ткани [4].

При использовании электрохирургии ток идет по пути наименьшего сопротивления, где предпочтительное направление определяется насыщенными сосудами и протоковыми структурами, или самими сосудами [5, 6,7]. В связи с этими физическими особенностями, для работы на тканях с хорошим кровоснабжением достаточно минимальной мощности (7, 8). Таким образом, наибольший интерес представляет установка режимов работ электрохирургического генератора для операций на мягких тканях челюстно-лицевой области с целью определения минимально возможных параметров мощности, учитывая возможное негативное воздействие на ткани.

**Материалы и методы.** Оперативные вмешательства с использованием электрохирургического аппарата ФОТЭК Е 352 проводились в отделении челюстно-лицевой хирургии №1 УЗ 11 ГКБ г. Минска, являющейся клинической базой кафедры челюстно-лицевой хирургии УО «Белорусский государственный медицинский университет». Аппарат применяли на тканях околоушно-жевательной области, при оперативном лечении доброкачественных опухолей околоушной железы (14 пациентов). В этой анатомической области имеется следующий спектр мягких тканей: кожа, подкожно-жировая клетчатка, фасция, железистая ткань, артериальные и венозные сосуды, нервные волокна.

Все оперативные вмешательства выполнены под эндотрахеальным наркозом, одним хирургом или при его непосредственном руководстве.

Использовалась монополярная коагуляция путем захватывания кровотокающего сосуда тонким анатомическим пинцетом и прикосанием к нему плоского электрода ниже уровня кисти хирурга в течение 1-2 сек, не допуская образования задымления раневой поверхности. Адекватной считалась коагуляция, при которой через 30 сек при механической компрессии тканей марлевым тупфером, кровотечение не возобновлялось.

Применялись диапазоны монополярной коагуляции - 20-50 Вт, биполярной коагуляции - 30-70 Вт.

**Результаты и их обсуждение.** Пациентам с опухолями околоушной железы проводилось удаление образований в объеме частичной резекции (9 пациентов) и субтотальной резекции (5 пациентов). Пациенты были весом в 72-80кг (8 женщин, 6 мужчин) в возрастном диапазоне 50-62 года с визуально равным количеством подкожно-жировой клетчатки в области лица и шеи. Операция выполнялась под контролем операционной оптики с увеличением до 4 раз, что позволяло контролировать визуальные изменения тканей после

проведения моно- и биполярной коагуляции. Контактная коагуляция проводилась в режиме ЧИСТОЕ, биполярная коагуляция –БИ КОАГ.

При контактной коагуляции сосудов подкожно-жировой клетчатки диаметром до 2-3 мм установлено оптимальное время воздействия в диапазоне 1-2 сек при режиме регулирования мощности в диапазоне 24-32 Вт, при этом образовывался темный струп на сосуде и невыраженное «побеление» перифокальной зоны. При механическом дотрагивании марлевым тупфером через 30 сек струп был устойчив. При уменьшении мощности ниже 24 Вт гемостаз был невыраженным и требовал неоднократного повторения. При увеличении мощности более 32 Вт зона перифокального воздействия увеличивалась до 2-х раз.

При биполярной коагуляции сосудов подкожно-жировой клетчатки требовалось увеличение мощности до 30-40 Вт, а перифокальная зона визуально была более чем в два раза больше, чем при работе в монополярном режиме, что очевидно являлось следствием большей площади захвата тканей биполярными электродами и образованием термического некроза вне зоны непосредственного воздействия.

При контактной монополярной коагуляции мышечных волокон установлен оптимальный режим мощности в диапазоне 28-34 Вт. Биполярная коагуляция в этом режиме приводила к формированию термического некроза в 2-3 раза больше, чем при монополярной коагуляции, а уменьшение мощности не приводило к гемостазу.

При монополярной коагуляции междольковых соединительнотканых прослоек, содержащих сосуды и слюнные протоки адекватный режим варьирования мощности составил 24-28 Вт. При этом перифокальная зона распространялась на железистые структуры (дольки), что выражалось в побелении и сморщивании последних. При непосредственной коагуляции железистой ткани при рассечении дольки наблюдалось интенсивное образование нагара на рабочем инструменте, осложняющееся прилипанием тканей, что требовало неоднократного гемостаза в одном и том же месте и образованию значительной зоны коагуляционного некроза, а значит делало проблемным применение электрохирургического аппарата в зонах близкого прохождения ветвей лицевого нерва.

Биполярная коагуляция междольковых пространств визуально приводила к увеличению зоны коагуляционного некроза более чем в два раза по сравнению с монополярной коагуляцией.

**Выводы.** Проведенные исследования показали, что наиболее адекватным при работе аппаратом ФОТЭК Е 352 на разных мягких тканях челюстно-

лицевой области является использование монополярной коагуляции в свежуюющих режимах варьирования мощности:

- подкожно-жировая клетчатка – 24-32 Вт;
- мышечные волокна – 28-34 Вт;
- междолевые прослойки слюнной железы – 24-28 Вт.

Применение как монополярной, так и биполярной коагуляции долек слюнной железы не является методом выбора, так как не позволяет с первого раза достичь надежного гемостаза, а увеличение мощности или повторное воздействие ведет к «провариванию» дольки. Применение стандартного метода коагуляции через сопутствующий хирургический инструмент приводит к ухудшению эргономики операции, а также к ухудшению операционного обзора при использовании оптического увеличения.

### Литература

1. Патон Б.Е., Иванова О.Н. Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия. -Киев: Наукова думка, 2009.-200 с.
2. Использование современных электрохирургических аппаратов в практической хирургии. Пособие для врачей под ред.д.м.н., профессора В.В. Гриценко.- СПбГМУ, 2005. - 43с.
3. Федоров И.В., Никитин А.Т. Клиническая электрохирургия– М.: ГЭОТАР МЕДИЦИНА, 1997.-92с.
4. Тимебулатов М.В., Баев Д.А. Физические методы гемостаза и диссекции в абдоминальной хирургии. Клиническая и экспериментальная хирургия. №6, 2012.- с.30-35.
5. Баев Д.А. Оценка эффективности физических методов гемостаза и диссекции при операциях на органах брюшной полости (экспериментально-клиническое исследование. Автореф. дис. ...к.мед.н.. Уфа, 2012.- 22с.
6. Willson P.D.,Mills T., Williams N. Electrosurgical safety during laparoscopic surgery// II Minim. Invasive Ther. №4, 1995. - P. 185-192.
7. Кораблин Н.М. Разработка оптимального режима электровоздействия на биологические ткани при хирургических операциях.- Автореф. дис. ...к.мед.н.-М., 2002.- 23с.
8. Makama J.G., Ameh EA. Hazards of surgical diathermy. Nigerian Journal of medicine. vol.16, №4, 2007.- P.295-300.