Государственно бюджетное учреждение Здравоохранения Московской области Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского Министерства здравоохранения Московской области

На правах рукописи

Пряников Павел Дмитриевич

Экспериментально-клиническое сравнение методов молекулярно-резонансной и радиоволновой хирургии в лечении заболеваний верхнего отдела дыхательных путей.

14.01.03 – болезни уха, горла и носа

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание ученой степени кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

д.м.н., профессор

Свистушкин Валерий Михайлович.

Москва - 2015 г.

ОГЛАВЛЕНИЕ

	стр.
СПИСОК	З УСЛОВНЫХ СОКРАЩЕНИЙ
введен	ИЕ5
Глава 1. (Обзор литературы.
1.1.	Основные физические понятия в электрохирургии
1.2.	Механизмы действия электротока в электрохирургии18
1.3.	Особенности течения раневого процесса после
	электрохирургического воздействия
1.4.	Применение электрохирургии в клинической практике28
1.5.	Возможности клинического применения радиоволновой и
	молекулярно-резонансной хирургии в оториноларингологии32
СОБСТВ	ЕННЫЙ МАТЕРИАЛ ИССЛЕДОВАНИЯ.
Глава 2.	Экспериментальная часть исследования.
2.1. Mam	ериалы и методы экспериментального исследования действия
электрохі	прургии молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов в
условиях е	ex vivo u in vivo.
2.1.1. Xap	актеристика используемой аппаратуры43
	периментальное исследование действия электрохирургии
молекуля	оно-резонансного и радиоволнового диапазонов в условиях ex vivo
	45
	2.1. Исследование действия электрохирургии молекулярно-
	нансного и радиоволнового диапазонов на секционном материале
-	vivo)45
	2.2. Исследование действия электрохирургии молекулярно-
	нансного и радиоволнового диапазонов в эксперименте на
	рраторных животных - кроликах (in vivo)47
лаос	рраторных животных - кроликах (in vivo)4/

2.2. Результаты экспериментального исследования действия				
электрохирургии молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов в				
условиях ex vivo u in vivo.				
2.2.1. Результаты исследования действия электрохирургии				
молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов на секционном				
материале (ex vivo)				
2.2.2. Результаты исследования действия электрохирургии				
молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов в эксперименте на				
лабораторных животных - кроликах (in vivo)51				
Глава 3. Исследование действия электрохирургии молекулярно-				
резонансного и радиоволнового диапазона в клинической практике.				
3.1. Материалы и методы исследования в клинической практике.				
3.1.1. Характеристика используемой аппаратуры76				
3.1.2. Исследование действия электрохирургии молекулярно-				
резонансного и радиоволнового диапазона у больных вазомоторным				
ринитом, хроническим тонзиллитом ТАФ II, стенозом гортани				
3.1.3. Статистический анализ полученных данных				
3.2. Результаты исследования действия электрохирургии молекулярно-				
резонансного и радиоволнового диапазона в клинической практике.				
3.2.1. Результаты исследования действия электрохирургии				
молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазона у больных				
вазомоторным ринитом, хроническим тонзиллитом ТАФ II и стенозом				
гортани94				
ЗАКЛЮЧЕНИЕ 111				
ВЫВОДЫ				
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ				
ЛИТЕРАТУРА				

СПИСОК УСЛОВНЫХ СОКРАЩЕНИЙ:

ТВЧ - ток высокой частоты

ЭХ – электрохирургия

РВ - радиоволновой

МР - молекулярно-резонансный

ТАФ – токсико-аллергическая форма

ПАРММ – передняя активная риноманометрия

СОП – суммарный объемный поток

ЛДФ – лазерная доплеровская флоуметрия

ПМ – показатель микроциркуляции

ТС – тканевая сатурация

ОК – объемное кровенаполнение

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы:

Возможность рассечения тканей с помощью электроволны известна и стала использоваться в медицине с конца XIX века. Впервые эффект воздействия тока высокой частоты (ТВЧ) на человека описал в 1892 году французский ученый Арсени д'Арсонваль (Arsene d'Arsonval), наблюдавший появление ощущения тепла в запястье руки при её помещении в электролит под действием электрического тока (Грицаенко Д.П., Лапшин А.С., Нетеса Ю.Д., Орловский П.И., 2005 г.). В 1899 году Оудин (Oudin) описал разрушение ткани с помощью ТВЧ, производимого искровым генератором. В 1907 году американский ученый Ли Де Форест (De Forest) изобретает триод – электронную трубку, усиливающую сигналы, ЧТО явилось электронной эры в медицине. Форест сумел впервые получить незатухающие электрические высокочастотные колебания, в результате чего им был созданы электрогенератор ТВЧ и простейшее устройство, позволяющее проводить разрез на коже человека, используя электроток с мощностью 70 Вт и частотой около 2 МГц (Грицаенко Д.П., Лапшин А.С., Нетеса Ю.Д., Орловский П.И., 2005 г.). Электрокоагулятор современного типа впервые английский физик Уильям Бови совместно с американским нейрохирургом Харви Кушингом в 20-х гг. прошлого века. Аппарат Бови мог работать в трех режимах - разреза, коагуляции и «разрез + коагуляция». Доктор Кушинг внедрил электрокоагуляцию в нейрохирургии. О важности внедрения электрокоагуляции свидетельствует то, что до её применения в практике Кушинга летальность при удалении опухоли достигала 27,7 %. После того как в клинике Кушинга стала применяться «электрохирургия» (ЭХ), летальность при удалении опухолей снизилась до 8,9 %. С 1926 года хирурги стали использовать данную аппаратуру в клинической практике (Грицаенко Д.П., Лапшин А.С., Нетеса Ю.Д., Орловский П.И., 2005 г.).

С момента возникновения и до начала 70-х двадцатого века устройства для электрохирургии чаще всего имели мощность от 100 Вт до 300 Вт и

генерировали ток частотой около 500 кГц. Более низкие частоты (<100 кГц) вызывали у пациентов нежелательные нейрофизиологические эффекты (Ремизов А.Н., 1996 г.; Савельев И.В., 1998 г.).

Как уже упоминалось, метод ЭХ основан на нагревании и разрушении тканей под воздействием ТВЧ (Pollack S.V., 1991 г.). Гемостаз также осуществляется в результате прижигания кровоточащей поверхности и термокоагуляции небольших кровеносных сосудов. Т.к. ЭХ аппараты позволяют осуществлять разрез и коагуляцию тканей с последующим некрозом краев разреза и образованием грубых рубцов, применение этого метода в ЛОР-практике было сильно ограничено или исключено полностью. Однако, ЭХ успешно применяли в тех областях, где было необходимо быстро и эффективно осуществлять коагуляцию и обеспечивать гемостаз, не заботясь о характере послеоперационного заживления тканей (Галанкин В.Н., 1979 г.).

При воздействии электроволны на различные биологические ткани, возникают различные морфологические изменения. Практически любая рана после электрохирургического воздействия характеризуется чередованием слоев альтерации и коагуляционного некроза. Толщина этих слоев напрямую зависит от частоты и мощности электроволны (Mannes W.L. с соавт., 1978). По мере изучения особенностей воздействия ТВЧ на разные типы тканей человека электрохирургические аппараты постоянно усовершенствовались (Долецкий С.Я., Драбкин Р.П., Ленюшкин А.И., 1980 г.; Voyles S.R., Tucker R.D., 1992 г.). В конце XX века было установлено, что повышение частоты тока позволяет повысить скорость нагрева ткани, а также сократить время воздействия и зону нагрева. Появилось новое понятие в электрохирургии высокочастотная электрохирургия радиоволнового диапазона PB), (радиоволновая которая основана на деструкции явлении биологических тканей переменным электрическим током с частотой электроволны от 500 кГц до 3,8 МГц при мощности от нескольких десятков до нескольких сотен ватт (Neufeld G.R., Foster K.R., 1985).

Электровоздействие в радиоволновом диапазоне наносит меньше повреждений окружающим тканям по сравнению с воздействием обычной электрохирургии, тем самым сокращая сроки заживления ран, уменьшая вероятность развития послеоперационых осложнений (Лейзерман М.Г., 1999). Были разработаны рекомендации по выбору оптимальных параметров радиоволнового воздействия с учетом свойств биологических тканей (Лейзерман М.Г., 1999; Наседкин А.Н., Фетисов И.С., 2004). После таких операций перифокальный ожог структур минимален, нет глубоких некрозов, соответственно снижены реактивные явления в тканях и заживление ран идет первичным натяжением, обеспечивая практически отсутствие косметических дефектов (Лапкин К.В., 1997).

Одной из последних инноваций в арсенале хирурга является появление молекулярно-резонансного (МР) метода воздействия на биоткани (частота 4-16 МГц). Он является новым этапом развития ЭХ и основан на использовании высокочастотных токов, вызывающих образование в тканях явление молекулярного резонанса. МР-метод электрохирургии практически термического эффекта, следовательно, быть не оказывает может существующим электро- и радиохирургическим способам альтернативой воздействия в клинической медицине. Однако, до настоящего времени сведения о применении данного воздействия на практике носят единичный характер. На сегодняшний день в мире имеется довольно незначительное количество литературных источников, описывающих метод молекулярнорезонансной хирургии. Наибольший опыт накоплен в Италии, несколько меньше в Российской Федерации, единичные работы опубликованы в Кроме Австрии Японии. экспериментального опыта, описано использование МР-воздействия в нейрохирургии, стоматологии, урологии.

Детальных экспериментально-клинических исследований MP воздействия на ткани верхних отделов дыхательных путей животных и человека, а также изучения особенностей течения раневого процесса после этого воздействия не проводилось. Отсутствуют данные о вариантах

заживления послеоперационной раны, процессах и сроках регенерации тканей верхних отделов дыхательных путей после подобных операций, нет конкретных рекомендаций по применению этого метода хирургического лечения у больных с заболеваниями полости носа, глотки, гортани, трахеи.

Актуальность проблемы заключается еще и в том, что отсутствуют работы по экспериментально-клиническому сравнению MP и PB электрохирургии.

Учитывая вышесказанное, представляется целесообразным провести тщательное изучение метода воздействия и процессов заживления ран, нанесенных электроволнами молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов.

Цель исследования:

Сравнение и оценка экспериментально-клинических данных воздействия электрохирургических методов молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов у больных с заболеваниями верхних отделов дыхательных путей.

Задачи исследования:

- 1. На секционном материале (ex vivo) определить особенности повреждающего действия на биологические ткани электроволн молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов и выявить оптимальные физические параметры электротока для достижения эффекта резания и коагуляции.
- 2. В экспериментальных условиях на лабораторных животных (in vivo) провести сравнительное изучение динамики воспалительного процесса и сроков заживления ран от электротока молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов в различных режимах мощности.
- 3. В клинических условиях на основе оценки ближайших и отдаленных результатов лечения сравнить эффективность и безопасность методов

электрохирургии молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов у больных различными заболеваниями верхних отделов дыхательных путей.

Научная новизна исследования:

- 1. Впервые экспериментально ех vivo и in vivo выявлено, изучено и проведено сравнение особенностей течения раневого процесса после молекулярно-резонансного и радиоволнового воздействий.
- 2. Впервые в клинических условиях проведено сравнение результатов воздействия на различные биологические ткани электрохирургических методов молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов у больных с заболеваниями верхних отделов дыхательных путей с обоснованием эффективности и предпочтительности каждого из этих методов.
- 3. Впервые проведена оценка значимости и прогноза результатов лечения больных с заболеваниями верхних отделов дыхательных путей с использованием вышеуказанных методов.

Практическая значимость работы:

- 1. Впервые разработаны оптимальные режимы молекулярнорезонансного и радиоволнового воздействия в зависимости от вида биоткани.
- 2. Разработаны и внедрены новые методики операций и тактика ведения больных с заболеваниями верхних отделов дыхательных путей, оперированных с использованием различных методик электрохирургии.
- 3. Впервые проведена сравнительная оценка ближайших и отдаленных результатов лечения больных с заболеваниями верхних отделов дыхательных путей после молекулярно-резонансного и радиоволнового хирургических воздействий.
- 4. На основании полученных экспериментальных и клинических данных определен прогноз результатов лечения при помощи молекулярнорезонансного и радиоволнового методов хирургии.

Апробация работы:

Результаты исследования были представлены в виде доклада в клинике оториноларингологии ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского 30 сентября 2015 г.

Внедрение полученных результатов работы в практику:

Результаты работы внедрены в ЛОР-отделении МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского, в ЛОР-отделении Дзержинской городской больницы, в ЛОР-отделении Балашихинской районной больницы.

Публикации:

По теме диссертации опубликовано 28 работ, из них 3 в центральной печати, 6 тезисов и 2 статьи в зарубежных журналах.

Объем работы.

Диссертация изложена на 140 страницах машинописного текста, состоит из введения, обзора литературы, глав собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций и указателя литературы, включающего 87 источников отечественных и 106 иностранных авторов. Работа иллюстрирована 26 таблицами и 53 рисунками.

Основные положения, выносимые на защиту:

- 1. Электрохирургия радиоволнового диапазона является более эффективным методом деструкции биотканей при заболеваниях верхних отделов дыхательных путей по сравнению с электрохирургией молекулярнорезонансного диапазона.
- 2. Для каждого вида биологических тканей необходим дифференцированный подход в выборе режима и мощности воздействия электрохирургии как радиоволнового, так и молекулярно-резонансного диапазона.

- 3. Заживление ран после воздействия электрохирургии радиоволнового диапазона протекает в более короткие сроки в сравнении с подобными ранами от молекулярно-резонансного метода воздействия.
- 4. Способ радиоволновой хирургии эффективнее и безопаснее способа молекулярно-резонансного воздействия при лечении больных различными заболеваниями верхних отделов дыхательных путей.

Автор глубоко благодарен за ценную помощь и практическую поддержку, позволившие реализовать научные идеи и внедрить их в клиническую практику научному руководителю — доктору медицинских наук, профессору Свистушкину Валерию Михайловичу.

Огромная признательность автора профессорам Наседкину A.H., Г.Н., В.И., Никифоровой Егорову Самбулову В.И., Исаеву B.M., заведующему ЛОР-отделения кандидату медицинских наук Селину В.Н., научным сотрудникам оториноларингологического отделения ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владмимирского кандидатам медицинских наук Инкиной А.В., Голубовскому Г.А., Мустафаеву Д.М., Мусатенко Л.Ю., сотрудникам кафедры оториноларингологии ФУВ ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского кандидату медицинских наук Ворожцову А.А., Ж.Е., А.Ю., Комаровой Польщиковой сотрудникам отделения оториноларингологии Тимофеевой О.К., Исаеву Э.В., Тюкину В.Ю.

Отдельную благодарность автор выражает профессорам Соболю Э.Н., Казанцевой И.А., докторам технических наук Рогаткину Д.А., Омельченко А.И., кандидату биологических наук Петрицкой Е.Н., кандидату медицинских наук Куликову Д.А., врачам Базаевой В.В., Боброву М.А., Смирновой О.Д., ветеринару Коваль Н.О. за непосредственное участие в проведении и анализе экспериментов, помощь и поддержку в реализации научных идей.

Глава 1. Обзор литературы.

1.1. Основные физические понятия в электрохирургии.

Электрохирургия — это метод хирургического воздействия на биологическую ткань с целью резания или коагуляции с помощью переменного электрического тока с высокой частотой (Волькенштейн, 1988; Наседкин А.Н., Фетисов И.С., 2004 г.). Основной принцип электрохирургии состоит в преобразовании высокочастотного тока в тепловую энергию (Долецкий С.Я., Драбкин Р.П., Ленюшкин А.И., 1980 г.; Voyles S.R., Tucker R.D., 1992 г.).

В электрохирургии используется переменный ток. Понятие "переменный ток" чаще применяют к квазистационарным токам, зависящим от времени по гармоническому закону. Квазистационарным называют такой ток, для которого время установления одинакового значения по всей цепи значительно меньше периода колебаний (Ремизов А.Н.,1996).

В электрохирургии также нашли применение импульсные токи. Электрическим импульсом называется кратковременное изменение электрического Различают напряжения или силы тока. видеорадиоимпульсы. Видеоимпульсы – это такие электрические импульсы тока или напряжения, которые имеют постоянную составляющую, отличную от нуля. Видеоимпульс преимущественно одну полярность. имеет Радиоимпульсы – модулированные электромагнитные колебания ЭТО (Ремизов А.Н., 1996). Модуляцией электромагнитной волны называется изменения ее параметра с частотами, значительно меньшими по частоте самой электромагнитной волны. Модулируемая волна называется несущей, а ее частота несущей частотой. Модуляции бывают амплитудные, частотные и фазовые (Яворский Б.М., Детлаф А.А., 1965). Повторяющиеся импульсы называют импульсным током. Он характеризуется периодом (периодом повторения импульсов) T — средним временем между началами соседних импульсов (рис. 1) и частотой (частотой повторения импульсов) f = 1/T.

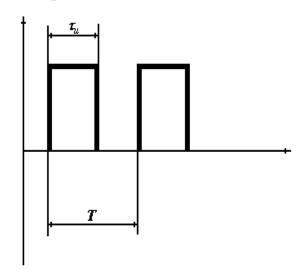


Рисунок 1. Характеристики импульсного тока.

T — период повторения импульсов, t — время импульса.

Изменение амплитуды колебаний высокой частоты под воздействием колебаний низкой называется модуляцией частоты.

На сегодняшний день имеется множество электрохирургических аппаратов, используемых в различных областях медицины — кардиологии, урологии, оториноларингологии, гинекологии, онкологии и т.д., в которых применяются разнообразные формы выходного тока, режимы резания, коагуляции и их разновидности, широкий набор рабочих инструментов, интеллектуальные системы управления и т.д. Однако, несмотря на многообразие электрохирургической аппаратуры, все аппараты имеют общие функциональные характеристики. В частности к таким характеристикам относятся частота выходного тока.

Согласно теории Максвелла, всякое переменное электрическое поле и, связанные с ним токи смещения в среде, порождают вихревое магнитное, а всякое переменное магнитное поле порождает вихревое электрическое. Следствием взаимного образования электрических и магнитных полей является существование электромагнитных волн, распространяющихся со

скоростью света (Савельев И.В., 1998). Электромагнитные волны, применяемые в электрохирургии, это радиоволны, с длинами волн в различной области спектра. Весь спектр радиоволн подразделяется по длинам волн и частотам на участки. Существует шкала различных электромагнитных волн (Таблица 1).

Для применения в медицине на территории РФ разрешены определенные частоты: $440 \text{к} \Gamma \text{ц} \pm 2.5\%$; $880 \text{ к} \Gamma \text{ц} \pm 1\%$; $1760 \text{к} \Gamma \text{ц} \pm 2.5\%$; $2640 \text{к} \Gamma \text{ц} \pm 1\%$ (Государственная комиссия по радиочастотам СССР, 1988).

Радиочастотной электрохирургию принято называть в том случае, когда частота электроволны превышает 500 кГц (Neufeld G.R., Foster K.R., 1985).

Таблица 1. Шкала электромагнитных волн (Ремизов А.Н., 1996).

Название частоты	Частота
Низкие (НЧ)	До 20 Гц
Звуковые (3Ч)	20 Гц – 20 кГц
Ультрозвуковые или надтональные (УЗЧ)	20 кГц – 200 кГц
Высокие (ВЧ)	200 κΓιι – 30 ΜΓιι
Ультравысокие (УВЧ)	30 МГц – 300
	МГц
Сверхвысокие (СВЧ)	300 МГц – 300
	ГГц
Крайневысокие (КВЧ)	Свыше 300 ГГц

Как видно из таблицы 1 ток высокой частоты начинается с 200 кГц. Нижняя граница диапазона обусловлена тем, что на частотах ниже 200-300 Кгц начинает проявляться нервно-мышечная стимуляция, возможно влияние на сердечно-сосудистую деятельность. Поэтому минимальная рабочая частота обычно превышает 200кГц, ниже которой начинает проявляться вызывающее нежелательное сокращение мышц и болевые ощущения.

Электрохирургическое воздействие осуществляется активным электродом, который соприкасается с телом человека в том месте, где имеет

место хирургическое вмешательство. Площадь поверхности электрода достаточно мала, обычно не превышает нескольких квадратных миллиметров.

Также в электрохирургии обычно используют пассивный электрод, который предназначен для создания надежного электрического соединения одного выхода генератора с телом пациента. Площадь поверхности пассивного электрода выбирается достаточно большой, обычно несколько квадратных дециметров. Пассивный электрод иногда называют нейтральным, индифферентным или рассеивающим.

Источником высокочастотной энергии, передаваемой на тело пациента через электроды, является генератор. Генератор вместе с блоком электропитания, элементами управления, сигнализацией и прочими устройствами составляет электрохирургический аппарат.

Генератор может вырабатывать ток различной частоты. Ток низкой частоты порядка десятков кГц может вызывать нежелательные эффекты (стимуляция мышц, болевые ощущения).

Использование тока высокой частоты приводит в электрохирургии к некоторым осложнениям. Они вызваны тем, что электрическое сопротивление цепи переменному току зависит от частоты этого тока. Полное сопротивление электрической цепи, как известно, определяется его активной и реактивной частями. Активное сопротивление вызвано потерями электрического тока и, в первом приближении, от частоты не зависит. Реактивное сопротивление вызвано наличием индуктивности и емкости электрической цепи. С увеличением рабочей частоты сопротивление растет, емкостное уменьшается (Долецкий С.Я., Драбкин Р.П., Ленюшкин А.И., 1980). При определенных условиях в тканях возникают резонансные явления, т.е. сопротивление резко возрастает (падает) при определенных частотах. В результате нагрев ткани на этих частотах может быть нестабильным.

На полное электрическое сопротивление кабелей, соединяющих генератор с электродами, определяющее влияние оказывает их индуктивное сопротивление. Полное сопротивление между кабелями, а также телом пациента и землей в основном зависит от их емкостного сопротивления земле. Вследствие этого с увеличением рабочей частоты кабели начинают оказывать заметное сопротивление проходящему по ним рабочему току, в то время как ток утечки через емкости кабелей и тела пациента на землю растет. Появление препятствий и новых путей току вносит неопределенность; на воздействия электрохирургического начинает сказываться кабелей, пространственное расположение соединяющих аппарат электродами; возникают также другие нежелательные явления. В связи с этим до недавнего времени частоты выше 2-3 МГц не использовались.

Однако, В последние годы стало возможным применения В Появилась, электрохирургии больших частот. так называемая, радиочастотная электрохирургия (Pollack S.V., 1991). Некоторые авторы называют ее «радиохирургия», что не совсем точно (Савельев В.С., 1996; Лейзерман М.Г., 1999), поскольку термином «радиохирургия» называют хирургические вмешательства с использованием радиоактивных веществ (Unger F. с соавт., 1999).

Диапазон используемых в электрохирургии мощностей очень широк: от единиц до нескольких сотен ватт. Обычно применение мощности больше 200-250 Вт не требуется.

Форма высокочастотных колебаний, создаваемых генератором, также сказывается на характере электрохирургического воздействия. Рассечение ткани происходит наиболее эффективно при использовании немодулированных высокочастотных колебаний высокой интенсивности, а для коагуляции больше подходят импульсные и модулированные колебания, обеспечивающие механически более прочную коагуляционную спайку (Долецкий С.Я., Драбкин Р.П., Ленюшкин А.И., 1980).

1.2. Механизмы действия электрохирургии.

Известны различные виды воздействия электрохирургии на ткани - электрорезание, электрорассечение или электротомия, электрокоагуляция, фульгурация. Такие виды воздействия отличаются от традиционных способов резания. Прежде всего, электрорассечение осуществляется за счет преобразования тканевой жидкости. В результате чего тепло, которое возникло вследствие прохождения тока через ткань, приводит к коагуляции белков и, как следствие, к уменьшению кровоточивости.

Электрокоагуляция - это электрохирургическое воздействие с преимущественно коагуляционным эффектом.

"Резание" – это рассечение ткани тела, вызванное протеканием высокочастотного тока высокой плотности в месте приложения активного электрода. Также этот термин можно трактовать как режим, в котором с генератора идет немодулированная волна (рис. 2). В режиме "резание и "Коагуляция" коагуляция" – слабомодулированная волна (рис. 3). характеризуется «свариванием», «оплавлением» ткани за счет нагрева в области приложения активного электрода, И как следствие ЭТОГО обеспечивается гемостаз. При электрокоагуляции с генератора поступает сильномодулированная волна (рис. 4). Средняя мощность электромагнитных колебаний при резании значительно превосходит таковую при коагуляции.

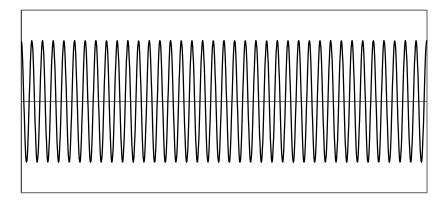


Рисунок 2. Немодулированная выпрямленная электроволна.

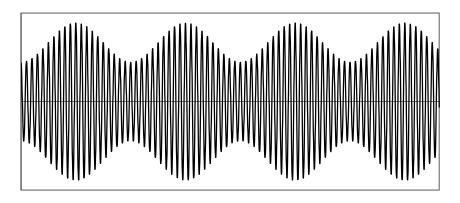


Рисунок 3. Слабомодулированная электроволна.

Под скважностью понимают отношение длительности импульса электрического тока к времени между началами двух соседних импульсов (рис. 1). Измеряется скважность в процентах. То есть речь идет о так называемых импульсных токах. Для достижения эффекта рассечения при использовании импульсных токов непосредственно на ткань подается меньшая мощность и, следовательно, ожог тканей меньше. В момент резания между кончиком электрода и тканью за счет ее выпаривания образуется так называемая «паровая подушка», которая препятствует прилипанию электрода.

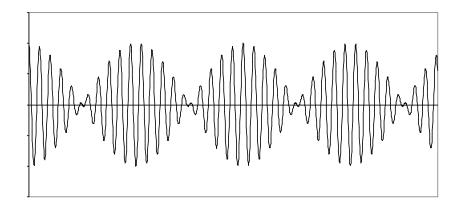


Рисунок 4. Сильномодулированная электроволна.

Импульсный ток при воздействии на биоткани рассекает ее с меньшим выделением тепловой энергии, чем выпрямленная электроволна. А следовательно, биотканям наносится меньшее повреждение (Фетисов И.С., 2004).

Как известно, для коагуляции окружающих тканей воздействующая электроволна должна иметь небольшую мощность (Долецкий С.Я., Драбкин Р.П., Ленюшкин А.И., 1980). Если в промежутках между импульсами с электроволна подается с высокой мощностью относительно низкой мощностью, достаточной для коагуляции, то такое электрохирургическое воздействие сочетает в себе ряд положительных качеств. Электромагнитная волна при помощи импульсов с высокой мощностью рассекает ткань, vчастки электромагнитной волны c низкой мощностью оказывают необходимое коагуляционное действие (Фетисов И.С., 2004). При этом электромагнитная волна имеет сложное строение, которое представлено на рисунке 5.

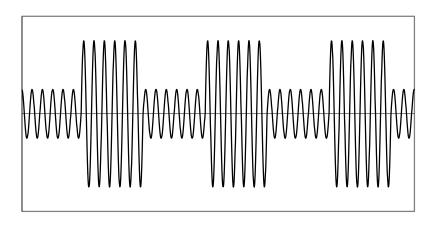


Рисунок 5. Сложномодулированная электроволна.

Фульгурация - сильное поверхностное разрушение ткани, вплоть до обугливания. Электрохирургическое воздействие осуществляется за счет искр, возникающих между электродом и тканью. Электрод во время работы не соприкасается с тканью, а удерживается на некотором расстоянии.

Различают монополярную и биполярную электрохирургию (рис. 6).

При монополярном режиме цепь, по которой течет высокочастотный ток, состоит из последовательно соединенных генератора высокочастотного тока (аппарата), кабеля активного электрода, активного электрода, пациента, пассивного электрода, кабеля пассивного электрода. Электрохирургическое воздействие осуществляется активным электродом, рабочая часть которого

соприкасается с тканью тела пациента в месте производства вмешательства. Площадь поверхности рабочей части активного электрода, как правило, мала и не превышает нескольких десятков квадратных миллиметров. Пассивный нейтральный) электрод предназначен ДЛЯ создания надежного электрического соединения одного выхода генератора с телом пациента. Площадь поверхности пассивного электрода выбирается достаточно большой и составляет несколько квадратных дециметров. Ток от активного электрода проходит через тело пациента и возвращается в генератор. Монополярная наибольшее электрохирургия получила В хирургической практике распространение, причем ее используют как для рассечения, так и для коагуляции тканей.

При биполярной электрохирургии оба выхода генератора соединены с двумя активными электродами, объединенными конструктивно в один биполярный электрод, который связан с электрохирургическим аппаратом двухпроводным кабелем. У биполярного электрода обе поверхности имеют примерно одинаковые размеры. В качестве биполярного электрода могут использоваться специальные пинцеты или ножницы, конструктивно состоящие из двух подвижных и электрически изолированных относительно друг друга элементов. Биполярная электрохирургия менее распространена, поскольку универсальна требует значительно большего менее И ассортимента электродов для различных вмешательств.

Есть разновидность монополярной электрохирургии, при которой пассивный электрод не используется. Выход генератора, соединенный с пассивным электродом, заземляется. Ток от активного электрода, проходя через тело пациента и далее через емкость тела пациента на землю, возвращается в генератор.

Монополярная электрохирургия без пассивного электрода может привести к некоторым осложнениям, поэтому такой вид электрохирургии используется только при малой мощности.

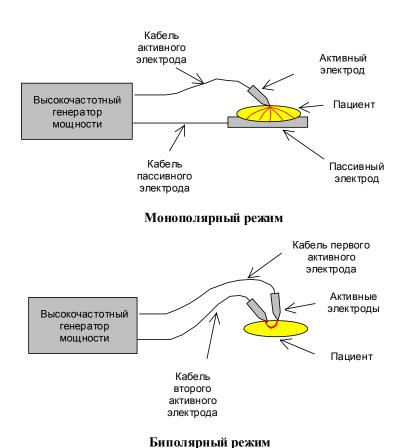


Рис. 6. Схема монополярного и биполярного режимов воздействия.

Электрохирургический аппарат при включенном генераторе создает значительный уровень радиопомех, излучаемых в кабеле, связывающим аппарат с телом пациента. При монополярной электрохирургии без пассивного электрода уровень помех максимальный в связи со значительной степенью рассеяния рабочего тока как в теле пациента, так и вне его. Минимальный уровень помех возникает при биполярной электрохирургии. Это обусловлено локальностью распространения тока в теле и соединением биполярного электрода с электрохирургическим аппаратом двухпроводным кабелем – помехи, излучаемые каждым проводом, взаимно уничтожаются.

Рассечение обычно осуществляется монополярной ЭХ. В качестве активного электрода используют различные виды ножеподобных инструментов, однако в последнее время все большее распространение

получают игольчатые электроды и петли из тонкой проволоки, отличающиеся большей эффективностью резания.

Относительно большая мощность, подводимая к ткани, по сравнению с используемой при коагуляции обеспечивает большую удельную мощность тепловыделения в участке ткани, примыкающей к электроду. Ткань в непосредственной близости от электрода быстро нагревается и достигает температуры, превышающей 100° С; вокруг электрода образуется небольшая прослойка ткани с неустойчивой фазой перегретой тканевой жидкости (таблица 2).

Таблица 2. Классификация эффектов теплового воздействия на ткани в зависимости от температуры (Angewandte Lasermedizin Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik, 1989).

Температура (С)	Эффект на биоткани
До 37°	Не имеется необратимых повреждений
40 – 45°	Активация ферментов, образование отеков, изменение мембран и в зависимости от времени, смерть клеток
60°	Денатурация протеинов, начало коагуляции и некроза
80°	Денатурация коллагена, дефекты мембраны
100°	Обезвоживание
Свыше 150°	Обугливание
Свыше 300°	Выпаривание, газообразование

Взрывообразный переход перегретой жидкости в пар, занимающий более чем в тысячу раз больший объем, чем образовавшая его жидкость, разрывает ткань. Электрический контакт между электродом и тканью частично или полностью нарушается. Далее рукой хирурга электрод перемещается и приводится снова в контакт с тканью — процесс вскипания тканевой жидкости повторяется.

При снижении подводимой к ткани мощности резко уменьшается объем прилегающей к электроду ткани, подвергающейся нагреву (Pearce J.A.

с соавт., 1983). Вследствие этого снижается скорость резания, которая с уменьшением мощности быстро стремится к нулю. Таким образом, для каждого типа электрода существует пороговая величина подводимой мощности, ниже которой рассечение прекращается (Долецкий С.Я., Драбкин Р.П., Ленюшкин А.И., 1980).

При уменьшении диаметра электрода увеличивается скорость роста температуры ткани, прилегающей к электроду, ввиду меньшего объема нагреваемой током ткани (Aubry-Frize M., Leduc A., 1980). Этим объясняется меньший пороговый уровень мощности при резании более тонкими электродами. Кроме того, общая малая площадь поверхности контактирования электрода с тканью создает более благоприятное, с точки зрения необходимой мощности, условие резания ткани с большим удельным сопротивлением (например, кожи или жировой клетчатки), что способствует большей популярности режущих электродов из тонкой проволоки.

Микровзрыв после соприкосновения электрода с тканью происходит так быстро, что тепловая волна не успевает проникнуть в толщу ткани. Вследствие этого коагулированной оказывается лишь самая поверхностная часть рассеченной ткани. Струп раневой поверхности, особенно при использовании электродов с малым диаметром проволоки, оказывается ничтожным.

Для рассечения тканей рекомендуется мощность 40-60 Вт. Работа в режиме высокой мощности может привести к глубокому некрозу рассекаемых тканей (Дмитреев Е.Г., Федоров И.В., 1994). Кроме того образуется большое количество дыма (Hensman C., Baty D., Willis R.G., Cuschieri A., 1998).

Большое влияние на качество рассечения оказывает степень чистоты рабочей поверхности электрода. Шероховатости и царапины на ней оказываются своего рода центрами формирования пузырьков пара. Возникновение пузырьков при этом облегчается и они образуются с большей вероятностью при более низкой температуре, что создает эффект,

аналогичный уменьшению скорости нагрева. Электроды с высокой степенью чистоты поверхности требуют для работы меньше напряжения, шероховатые. Кроме того, на хорошо обработанной поверхности электрода нагар образуется в меньшей степени и электрод легче очищается (Долецкий С.Я., Драбкин Р.П., Ленюшкин А.И., 1980). Обязательное условие для выполнения электрохирургической операции работа "CVXOM" операционном поле, так как скопление значительного количества крови приводит к нарушению и даже полному прекращению электрической проводимости со всеми вытекающими из этого последствиями. Для промывания ран во время элекрохирургической операции желательно использовать непроводящие электрический ток жидкости, например раствор фурациллина (Дмитреев Е.Г., Федоров И.В., 1994).

1.3. Особенности течения раневого процесса после электрохирургического воздействия.

Раневой процесс – весьма сложное многоплановое явление, в котором выделяются три обязательных компонента: повреждение – воспаление – восстановление (Адо А.Д., Абросимов В.Н., 1967; Чернух А.М., Кауфман о.Я., 1979). Для раневого процесса характерна определенная последовательность клеточных реакций. Различают три фазы заживления ран. Первая фаза, или травматическое воспаление проявляется гиперемией серозно-фибринозной экссудации, сосудов, усилением нейтрофильной инфильтрацией, сменяющейся макрофагальной реакцией. продолжается от 2 до 7 дней в зависимости от величины и типа раны. Вторая фаза характеризуется развитием соединительной (грануляционной) ткани и эпителизацией дефекта – начинается обычно с 4 - 6 дня (в зависимости от величины и типа раны), когда фибробласты становятся преобладающими клеточными элементами. В третьей фазе заживления ран происходит формирование и перестройка (ремоделирование) рубца, по времени она накладывается на вторую фазу. Последняя фаза начинается примерно с 10 - 14-го дня (Серов В.В., Шехтер А.Б., 1981).

Для более полного понимания особенностей действия электрохирургии на различные ткани организма необходимо проведение гистологических исследований ран после таких вмешательств. Mannes W.L. с соавт. (1978) изучал альтерации различных тканей (эпителиальной, уровень соединительной, мышечной) на примере языков хомяков, при отличающихся параметрах электрохирургии (частоты и формы волны), поскольку известно, параметров электроволны зависят эффекты воздействия что OT электрохирургии (Aronow S., 1960; Shon F., 1971; Friedman J., 1973; Curtiss L.E., 1973). В этом исследовании использовались аппараты с частотами 1.7, 2.8, 4.0 МГц и двумя формами волн – выпрямленной и модулированной, с постоянной мощностью 23 Вт. При воздействии электрохиругичесих аппаратов на эпителиальный слой в кератиновом слое в непосредственной близости от поверхности разреза выражена коагуляция, с интенсивно окраской ацидофильной аморфным дегенеративным кератином. Альтерация распространялась в непосредственной близости от разреза и не превышала 50 мкм в ширину. Под слоем кератина выражен коагуляционный дефекта эпителиальные клетки некроз эпителиальных клеток. Около аморфны, с небольшими клеточными элементами. Латерально от дефекта в эпителиальных клетках видны разнобразные плотные пикнотические ядра с участками кариолизиса и кариорексиса. Слой шиповидных дегенеративно изменен. Максимальная глубина повреждения клеток не 20 мкм. Повреждение слоя базальных клеток схоже с вышележащими слоями. В свою очередь соединительная ткань повреждается меньше, чем эпителиальная. Также вдоль поверхности разреза выражен коагуляционный некроз. У клеток рядом с разрезом отмечаются базофильные пикнотичные ядра. Глубина альтерации соединительной ткани не превышает 20 мкм. В мышечной ткани наименьшая альтерация. Коагуляционный некроз вдоль разреза минимален, а в мышечных клетках увеличивается ацидофилия,

содержание пикнотических ядер. Гистологический анализ показал, что модулированная волна с самой низкой частотой произвела больше повреждений, чем с более высокой частотой. Выпрямленная волна производит определенно меньше повреждений поверхностных слоев ткани, чем модулированный тип при той же частоте. Гистологически показано, что глубина коагуляционного некроза воздействия OTэлектрохирургии приблизительно 50 мкм вдоль края разреза и тканевые повреждения возрастают латерально вниз от поверхности разреза. Форма разреза сходна с формой электрода. Сходные результаты получали и другие ученые (Schwan H.P., Cartensen E.L., Li K., 1953; Friedman J., Margolin J., Piliero S., 1974; Sozio R., Riley E.J., Shklar G., 1975).

При воздействии электрохирургии (частотой 330 кГц, выпрямленная форма волны) на ткань мениска барана отмечено, что при постоянном напряжении 250 В глубина термического некроза ткани возрастала при увеличении диаметра электродов (при диаметре электрода 0.5 мм - некроз 187.5 мкм, при диаметре 1.5 мм – 368.0 мкм). При сравнении аппаратов с разным постоянным напряжением в 250 и 395 В и с аппаратом с контролируемой мощностью выявлено, что наибольшее повреждение тканей производится при более высоком напряжении (250 В – некроз 181.4 мкм, аппарат с контролируемой мощностью 210 В - 2 мкм, 395 В – 325.0 мкм). При исследовании срезов ран менисков, окрашенных по Masson-Goldner, вдоль поверхности разреза при световой микроскопии видна зона, лишенная клеток с интенсивной красной окраской. Рядом зона с набольшим содержанием клеток с менее интенсивной окраской. При электронной микроскопии полоски волокон коллагена в зоне некроза отсутствуют, в соседней зоне частично видны хондроциты и волокон коллагена (Plötz W. c 1997). соавт., Электрохирургическому воздействию практически подвергается костная ткань, что показано на примере альвеолярной кости собак (Аzzi R. с соавт., 1983).

Ступин И.В., Волкоедов В.С., Сапелкин И.М. (1987) изучали течение заживления ран, нанесенных после воздействия не радиочастотной электроволной на крысах. Они отметили выраженную воспалительную реакцию, часто раны заживали под струпом, заживление наступало обычно на 7-е сутки.

Заживление ран может затягиваться на различных стадиях, зависимости от воздействия повреждающих факторов, что в свою очередь сказывается на конечном результате репарации. В основном нарушается пролиферационной экссудативной фазы, течение что приводит образованию соединительной увеличенному грануляционной следствием чего является избыточное рубцевание (Schäffer M., Becker H.D., 1999; Weise K., de Zwart P., 1999). Во время заживления ран может возникнуть целый ряд осложнений. К основным из них относится кровотечение, расхождение краев раны, реакция на инородное тело, образование некрозов, инфицирование и комбинации этих процессов (Котельников В.П., 1986; Weise К., Schäffer M., 2000).

В электрохирургии самым распространенным осложнением является ожог окружающих рану тканей, которые не должны подвергаться воздействию. Такое повреждение характеризуется сочетанием некроза и коагуляции, периваскулярными изменениями, повреждением эндотелия, наличием гиперхроматичных пикнотических ядер. Клеточная инфильтрация имеется только по краям зон некроза и коагуляции (Tucker R.D., Platz C.E., Landas S.K., 1997).

1.4. Применение электрохирургии в клинической практике.

Методики ЭХ воздействия нашли достаточно широкое применение в хирургии респираторного тракта. В эндоскопической практике Лукомский Г.И. с соавт. (1986) использовали электрохирургические установки для эндотрахеальных операций: рассечение врожденного мембранозного стеноза

трахеи, удаление доброкачественных опухолей (фиброаденомы), реканализация трахеи при злокачественных опухолях, иссечение коагуляция грануляций после трахеотомии и длительной интубации (Лукомский Г.И., Овчинников А.А., Вайсберг Л.А., 1986 г.). Наиболее выраженный положительный эффект был получен после операций по поводу посттравматических стенозов трахеи. Эндоскопические свежих электрохирургические вмешательства с успехом выполнялись как на трахеи, так и бронхах (Герасин В.А. с соавт., 1988). Имеется опыт использования электроскальпеля при тонзиллэктомии (Keller C., Elliott W., Hubbell R.N., 1992), при трахеотомии (Aly A., McIlwain M., Duncavage J.A., 1990).

В стоматологии электронож применяется в лечении парадонтоза с целью устранения парадонтальных карманов, после данного вмешательства отмечается более раннее заживление тканей по сравнению с традиционными методами лечения. (Жачек Д., 1988; Simon B.I. et al., 1976). Электрохирургическое воздействие используют также и для удаления пульпы при восстановлении коронок зубов (Spangberg L.S.et al., 1982).

В челюстно-лицевой хирургии электронож применяется при вмешательствах на мягких тканях лица, при резекции верхней челюсти при неопластических процессах. (Сдвижков А.М., Русаков И.Г., Кисличко А.Г., 1987; Papay F.A. et al., 1998).

Электрохирургические методики используют и в сердечно-сосудистой хирургии (Psacioglu H. et al., 1999).

В общей хирургии электрохирургические приборы применяются при органах билиопанкреато-дуоденальной операциях на панкреатогастродуоденальная резекция, хирургическая коррекция стриктур желчевыводящих протоков, при лечении хронического калькулезного панкреатита – панкреатикодигиствные анастомозы, резекция печени, холицистэктомия (Лапкин К.В., 1997). При использовании электроскальпеля (частота 300 – 400 КГц) во время операций на полых органах, для достижения наименьшей травматизации тканей использовался

достигалось более быстрое заживление компрессионный зажим, чем (Дзамунашвили Г.И., 1991). Нашло применение радиочастотное выпаривание при удалении опухолей груди. Используя различные мощности воздействия от 20 до 36 Вт, в очаге воздействия достигается температура 160°C. При этом предварительное пропитывание тканей 0.9% раствором хлорида натрия повышает качество удаления опухоли (Bohm T. et al., 2000). Имеются данные о том, что электровоздействие используется и при других торакальных И.В., Игнатьев А.И., 1989). При операциях (Дроздов помощи электрохирургии производят эндоскопическое удаление доброкачественных опухолей желудка (Васильев Ю.В., Матвеев Н.К., Гуляев В.В., 1976; Синев Ю.В. с соавт., 1991). При удалении злокачественных опухолей желудка успешно применяют электрохирургические аппараты, при ЭТОМ осуществляется открытый доступ к органам брюшной полости (Кадырова Ф.Ш., С.И., 1974; Сигал M.3., Ахметзянов 1987). C помощью электрохирургического воздействия можно рассекать доброкачественные стриктуры пищевода с хорошими отдаленными результатами (Кушниренко О.Ю., Ручкин В.И., Суетин Г.Н., 1989). Эндоскопическую электрорезекцию при стелящихся производят ворсинчатых опухолях толстой кишки (Стрекаловский В.П., Веселов В.В., Садовничий В.А., 1989), аденомах толстой кишки (Кандинов Ю.А. с соавт., 1989), полипах и новообразованиях прямой кишки (Коряков Л.В., 1965; Купчик Б.М., Черменский Г.П., Теппер М.М., 1988). Нашла применение электрохирургия и при вмешательствах по поводу варикозной болезни нижних конечностей (Пигин С.А., Швальб П.Г., 1970; Францев В.И., 1984). Наибольшее распространение электрохирургия получила в лапароскопических операциях (Tucker R.D., 1995). Применяется монополярная электрохирургия cмодулированной формой волны мощностью около 20-25 Вт (Grosskinsky C.M., Hulka J.F., 1995). При эндоскопических вмешательствах иногда совмещают электрохирургическое воздействие с лазерным (Синев Ю.В., Волков С.В., Голубев А.С., 1990).

В ортопедии используют монополярную электрохирургию при артроскопических операциях (Bert J.M. et al., 1991).

В гинекологии электрохирургические методики применяются при заболеваний. Известен лечении различных метод циркулярного электрохирургического удаления зон трансформации шейки матки (Каримов Р.К., Алиходжаева А.С., Нармухомедов А.И., 1989; Паллади Г.А. с соавт., 1989; Eddy G.L., Spiegel G.W., Creasman W.T., 1994; Bar-Am A. et al., 2000); доказано, что при правильном применении данного метода у женщин в последствии не возникают осложнения во время беременности и при родах (Ferenczy A., 1995). При лапароскопических гинекологических операциях электрохирургия применяется для воздействия на эндометрий менорагиях (Bongers M.Y., Mol B.W., Dijkhuizen F.P., Brolmann H.A., 2000), для лечения поликистоза яичников (Saravelos H., Li T.C., 1996). Colgan T.J., Shah R., Leyland N. (1999) – отмечают, что реакция ткани эндометрия на элетрохирургическое и другие физические методы воздействия сходна.

В дерматологии электрохирургия применяется для удаления псориатических бляшек (Asawanonda P., Anderson R.R., Taylor C.R., 2000), пиогенных гранулем (Кислевич Г.М., 1972), гемангиом (Соловко А.Ю., 1970).

В урологии электрохирургия также нашла широкое применение (Няньковский А.М., 1972; Егоров А.Б., 1988; Ким А.Н., Ан Ф.Н., Кораджа Х.Г., 1989; Симонов В.Я., Козлов С.А., 1989), в первую очередь для трансуретральной резекции простаты (Asawanonda P., Anderson R.R., Taylor С.R., 2000). Урологи используют различные электроды в виде петель, мощность воздействия около 300 Вт (Narayan P. с соавт., 1996). Использование электрохирургического выпаривания при данной операции снижает вероятность возникновения кровотечения в послеоперационном периоде (Ekengren J., Hahn R.G., 1996; Chow V.D. et al., 1998).

Юшкин А.С. (1993) в своей работе сравнивал электроножи не радиоволнового диапазона (ЭН-57м, ЭХВЧ-500, GT-400р), ультразвуковой

скальпель (УРСК-7Н), лазерные установки ("Скальпель-1", "Ромашка-1"), плазменную хирургическую установку ("Прометей"). Он установил, что хорошей диссекционной способностью при операциях на полых органах обладает электронож, лазерные аппараты и плазменная хирургическая установка. При операциях на желудке электронож коагулирует сосуды диаметром до 0.2-0.3 мм, лазерный луч до 1 мм. Репаративные процессы в ранах, нанесенных электроножом и ультразвуковым скальпелем, протекали на фоне выраженного воспаления co значительной лейкоцитарной инфильтрацией тканей, с формированием демаркационного вала, в отличие от лазерных установок и плазменного ножа. При операциях на печени и наиболее быстрое рассечение селезенке достигалось помощью электрохирургических аппаратов, гемостаз же был лучше при использовании лазерного излучения и плазменного ножа. Электронож обладает хорошей способностью к диссекции и гемостазу одновременно. Заживление после резекции печени электрохирургическим аппаратом не радиоволнового диапазона и скальпелем протекает аналогичным образом (Галанкин В.Н. с соавт. 1979).

1.5. Возможности клинического применения радиоволновой и молекулярно-резонансной хирургии в оториноларингологии.

Радиочастотная электрохирургия получила широкое распространение в конце XX века. С 1998 г. получил широкое распространение радиочастотный электрохирургический аппарат "Surgitron", фирмы "Ellman International" (США), который вырабатывает электроволны с частотой 3,8 МГц (Савельев В.С., 1996, Лейзерман М.Г., 1999). Использовались различные режимы электрохирургического воздействия — разрез, коагуляция, фульгурация. После таких операций ожог тканей минимален, нет глубоких некрозов, заживление ран идет первичным натяжением, обнаруживается достаточно высокий косметический эффект (Лапкин К.В., 1997). При разрезе

радиочастотным электроскальпелем (частота 3.8 МГц) рука хирурга не испытывает сопротивления тканей, поэтому необходимо фиксировать руку на теле больного. Отмечается меньшая кровопотеря при операциях, что обусловлено коагуляционным действием электроскальпеля. Этим же объясняется и меньший отек в области операции.

В оториноларингологии остаточно широко данный прибор используется для удаления доброкачественных новообразований лица, воздействия на слизистую оболочку носа и глотки, грануляции барабанной полости, в лечении рецидивирующих носовых кровотечений, вазомоторного и гипертрофического ринита, полипозного риносинусита, гранулезного фарингита (Погосов В.С., Гунчиков М.В., Лейзерман М.Г., 1998; Николаев М.П. с соавт., 1998; Лейзерман М.Г., 1999; Lippert B.M., Werner J.A., 2000;).

Грануляционная форма хронического гнойного среднего отита, а также наличие грануляций в трепанационной полости после общеполостных операций на среднем ухе также могут быть объектом применения радиохирургической установки (Погосов В.С., Гунчиков М.В., Лейзерман М.Г., 1998 г.).

Ряд исследований посвящен хирургическому лечению ринофимы. Так, в 1978 г. Goldstein A.A. удаляя патологические разрастания тканей носа лазером и радиоволной, отметил, что при использовании радиоволны лучше контролируется глубина проникновения В ткани, время операции сокращается В 2 раза. Подобные выводы сделали J.J.Hurwitz J.B.Brindenstine, которые с 1992 по 1995 гг. также занимались радиоволновой и лазерной хирургией ринофимы и отдавали предпочтение радиоволновому методу, как менее травматичному и обладающему меньшим повреждающим воздействием на подлежащие ткани.

Деструкцию гипертрофированных нижних носовых раковин радиоволновым электрохирургическим воздействием (частота 3,8 МГц) проводят при эндоназальных корригирующих операциях по поводу деформации перегородки носа (Титова Л.А., 2002).

Радиоволновым электроскальпелем проводят уволотомию и палатопластику при ронхопатии (Powell N.B. et al., 1997; Лейзерман М.Г., 1999; Yvonne Fischer, Hafner B., Mann W.J., 2000). В некоторых случаях следует проводить РВ увулопалатофарингопластику (Цукерберг Л.И., Нерсесян С.А, 1996 г.). Эффективность РВ увулопалатофарингопластики (выраженное уменьшение или прекращение храпа в сроки от 6 до 12 месяцев) составила 53,3% (Гунчиков М.В.).

Преимущество радиохирургического оборудования перед СО2, КТР и YAG лазерами неоспоримо при проведении эндоназальной радиочастотной дакриоцисториностомии (Javate R.M., Campomans B.S., 1995 г.; Javate R.M., F.G., г.). Разработана 2005 методика эндоскопической радиочастотной дакриоцисториностомии (ДЦР), эффективность которой составляет более 90% (Ramakrishnan V.R, Tsirbas A. Wormald P.J.). Использование РВ-метода в качестве скальпеля и коагулятора на этапе выкраивания лоскута из слезного мешка исключило применение стентов в послеоперационном периоде (Красножен В.Н., 2006 г.).

Использование РВ технологии позволяет уменьшить не только риск кровотечения в процессе тонзиллэктомии и послеоперационном периоде, но и послеоперационный реактивный отек небных дужек, язычка, а также способствует более раннему очищению раны от фибринозного налета и ускоряет ее эпителизацию, что в конечном итоге сокращает срок реабилитации (Старосветский А.Б., 2005 г.).

Sameh M. Radjab отметил уменьшение болей и кровотечения после радиочастотной тонзиллэктомии по сравнению с традиционным методом (Brodsky L., 1996 г.; Sameh M.R., 2005 г.).

Сравнение двух радиочастотных ЭХ аппаратов "К&К" (РФ) и "Surgitron" (США) в ходе различных операций на ЛОР-органах показало, что использование отечественного радиочастотного ЭХ аппарата, с возможностью продуцировать высокочастотные импульсные электроволны с изменяемой скважностью уменьшает воспалительную реакцию, сокращает

сроки заживления ран и вероятность возникновения осложнения после воздействия ЭХ радиочастотного диапазона, и применение радиочастотного ЭХ аппарата "К&К" (РФ) предпочтительнее, чем аппарата "Surgitron" (США) (Зенгер В.Г., Наседкин А.Н., 2008 г.).

В 2008 г. Клаус Вогдт, член Немецкого ЛОР-общества, опубликовал статью «Применение радиоволновой хирургии в оториноларингологии», в которой доказал, что технология РВ хирургии при помощи аппарата "Surgitron" открывает широкие возможности в классической хирургии ЛОР-органов, таких как, минимально инвазивные манипуляции на коже, тонзиллэктомии, тонзиллотомии, конхотомии, подслизистой увулопалатопластике, а также при выполнении околоушных операций, операций по подтяжке лица и отопластике.

По данным литературы при операциях на пародонте с применением радиочастотного электроскальпеля (частота 3.8 МГц), продолжительность вмешательства сокращается на 30 % (Грудянов А.И., Безрукова А.П., Ерохин А.И., 1996). Т.к. при контакте с активным электродом происходит стерилизация и коагуляция оперируемых тканей, коллатеральный отек почти отсутствует в послеоперационном периоде, а заживление происходит первичным натяжением и в более ранние сроки (Лапкин К.В., 1997).

Хорошие результаты также получены при радиоволновом удалении доброкачественных новообразований лица (Чарчоглян А.Р., Брусова Л.А., 1998). Радиоволновой электрохирургический аппарат "Surgitron" нашел применение и при лечении первично-гнойных ран лица и шеи (Кравчук Е.В., 2001).

Электроскальпель (частота 3.8 МГц) показал хорошие качества при разрезе кожи, клетчатки, апоневрозов, мышц, брюшины, фенестрации печени, рассечени паренхимы поджелудочной железы, гепатико-И папилотомии, желудка, холедохотомии, рассечении тонкой И Использовались двенадцатиперстной кишок. различные режимы электрохирургического воздействия – разрез, коагуляция, фульгурация.

После таких операций ожог тканей минимален, нет глубоких некрозов, заживление ран идет первичным натяжением, обнаруживается достаточно высокий косметический эффект (Лапкин К.В., 1997).

Радиоволновое электрохирургическое воздействие также используют в урологии (Issa M., Oesterling J., 1996), в кардиохирургии (Jackman W.M. et al., 1991), в онкологии (LeVeen H. с соавт., 1976), в нейрохирургии (Sweet W., Wepsic J., 1974).

Однако, после операций, выполненных c применением электрохирургических методик наблюдались и осложнения (Sozio R., Riley E.J., Shklar G., 1975 г.; Kalkwarf K.L., 1983 г.). Во время работы электроножом низкочастотные волны могут генерироваться в результате неисправности аппарата или демодуляции высокочастотных электрических колебаний при соприкосновения электрода с металлическими инструментами (Tucker R.D. et al., 1984). Прохождение низкочастотного тока по телу может привести к стимуляции мышц, при прохождении через сердце - к фибрилляции миокарда. Известен эффект тунелирования, когда ток идет по пути наименьшего сопротивления: по ходу сосудов, по насыщенному сосудами органу, протокам, кишечнику (И.В.Федоров, А.Т.Никитин, 1997; Tucker R.D., Voyles C.R., 1995; M.P.Wu et al., 2000). Чаще всего в таких ситуациях наблюдается ожог тканей. Возможен ожог окружающих тканей в результате соприкосновения электрода с проводящими участками эндоскопа, в частности ректоскопа (Willson P.D. et al., 1997; Vilos G.A. et al., 2000). В трансуретральной резекции урологии при возможен ТОЖО мочеиспускательного канала с последующей его обструкцией (Zheng W.C. с соавт., 2000). Кроме того, после циркумцизии с применением электроножа описаны случаи развития некроза полового члена (Stefan H., 1994; Belkacem R. et al., 1997). В гинекологии после циркулярной электрохирургической эксцизии возможно развитие стеноза шейки матки (Baldauf J.J. et al., 1997).

При операциях с применением электрохирургических инструментов образуется дым, в состав которого входит, наряду с углекислым газом, целый

ряд продуктов, обладающих токсическим действием на человека (фенол, жирные кислоты, гидрокарбонаты, нитрилы). Особенно опасны данные вещества при работе в замкнутых пространствах, поскольку имеются условия для их абсорбции и циркуляции в организме человека (Hensman C., Baty D., Willis R.G., Cuschieri A., 1998). Важно отметить, что электрохирургия должна с осторожностью применяться у пациентов с искусственным водителем ритма, в связи с риском возникновения желудочковой фибриляции (Aggarwal A. et al., 1996). Перед операцией у таких больных необходимо проверять работу искусственного водителя ритма. Вероятность возникновения при биполярном электрохирургическом нарушения ритма снижается воздействии (Fetzer-Fowler S.J., 1993, Ugljen R. et al., 1995). В литературе имеются данные о возникновении внезапной желудочковой аритмии у больных при операциях на грудной клетке с применением электроножа (Terada Y., Wanibuchi Y., Kanou T., Ono T., 1993). Необходимо соблюдать осторожность при работе с электрохирургической аппаратурой интубационом наркозе, поскольку возможно возникновение взрывоопасных ситуаций (Melchior H., 1975).

Радиочастотную или радиоволновую ЭХ можно расценивать как усовершенствованную традиционную ЭХ. Механизм действия электроволн на биоткани не зависит от их частоты, однако, радиочастотный электроток оказывает на ткани живого организма более щадящее действие, чем ток меньшей частоты. В связи с этим в последние годы радиодиапазонные ЭХ приборы получают все большее распространение в клинической практике.

Радиохирургические методы не полностью исключают термическое воздействие на ткани, зона тепловой гибели клеток в области разреза сохраняется, хотя и отличается значительно меньшими размерами. Для выполнения вмешательств, в том числе в оториноларингологии, требовались способы без эффекта перифокального ожога (Белов С.В., Веденков В.Г., 2006 г.).

Чем выше частота радиоволны, тем меньше сопротивление биологических тканей электромагнитному воздействию до момента, когда проницаемость клеточных мембран удваивается. Этот эффект наблюдается при действии радиоволн частотой 4 МГц производимых радиохирургическим аппаратом CURIS® (производство (Sutter Medizintechnik Freiburg/Germany) в любом режиме работы. В данном частотном диапазоне электромагнитные поля становятся активны не только снаружи клеток, как в случае работы обычного электроаппарата, но и оказывают действие внутри клеток. Как результат - более мягкое и сфокусированное действие энергии. Разрез становится аккуратнее, боковое повреждение стенок раны операционной раны практически полностью отсутствует.

R.S.Barbos приводит результаты лечения 23 пациентов с поражениями гортани (Barbos R.S., 2008 г.). 11 человек были подвергнуты вмешательству, 12 радиочастотному пациентов прооперированы применением CO₂ лазера. Результаты лечения, характеризующиеся поражением тканей и течением послеоперационного периода, практически идентичные в обеих группах. Исследование радиоволновой хирургии задних дужек при помощи биполярных электродов провел А. Marinescu в 2004. После лечения у всех пациентов отмечено уменьшение громкости и интенсивности храпа. На первой неделе после вмешательства наблюдались незначительно выраженный отек и одинофагия. Только после частичной резекции язычка (увулы) имели место проходящие трудности при глотании. Предварительные результаты показывали, что хирургический метод хорошо переносится и обеспечивает положительный эффект в результате лечения привычного храпа. Важным моментом является также отсутствие интраоперационных и послеоперационных осложнений, в том кровотечений. В 1997 Γ. Werner числе Binner продемострировал эффективность использования биполярной радиочастотной объёмной редукции (RaVoR - Radiofrequency Volume Reduction) тканей нижних носовых раковин при вазомоторном рините. Позже положительные

результаты были получены и другими исследователями - H.Beque (Бельгия) и Michael Alexius A. Sarte (Филлипины). Последний у 400 больных с затрудненным носовым дыханием провел объёмную редукцию гипертрофированных носовых раковин при помощи нового биполярного радиочастотного устройства. В выводах было отмечено, что использование радиочастотного лечения обеспечивает снижение носового сопротивления и увеличения воздушного потока, что значительно улучшает качество жизни пациента. В 1993 г. немецким оториноларингологом Andrea описаны результаты эффективного применения «микробиполярной тонзилэктомии». Позже P.Tolsdorff (Германия) после серии более чем 1000 тонзилэктомий по более усовершенствованному методу (То-ВіТЕ) сделал вывод, что данный радиохирургический подход ведет К значительному уменьшению послеоперационных болей, уменьшению кровопотери как во время, так и в послеоперационном периоде.

В 2013 г. в нашей стране М.Г. Лейзерманом и О.Е. Гришуниной разработана и внедрена в практику техника радиочастотного хирургического лечения пациентов с гипертрофией язычной миндалины, которое может выполняться амбулаторно (редукция) и в стационаре (резекция).

Радиочастотную или радиоволновую (РЧ, РВ) электрохирургию можно расценивать как усовершенствованную традиционную электрохирургию. Механизм действия электроволн на биоткани не зависит от их частоты, однако, радиочастотный электроток оказывает на ткани живого организма более щадящее действие, чем ток меньшей частоты. В связи с этим в последние годы радиодиапазонные электрохирургические приборы получают все большее распространение в клинической практике.

Одной из последних инноваций в арсенале хирурга является появление молекулярно-резонансного (МР) метода воздействия на биоткани (частота 4-16 МГц).

Принцип MP положен в основу серии аппаратов Vesalius, производимых компанией Telea Electronic Engineering Srl. (Италия).

В оториноларингологии молекулярно-резонансный метод использовался чаще всего в детской практике при аденотомии с целью исследования его безопасности (V. Tarantino, R. D'Agostino, A. Melagrana, A. Porcu, 2004 г.). Опубликованы работы по тонзиллэктомии у детей, в которых проводилось исследование уровня боли в послеоперационном периоде (С. Cartucci, L. Fasanella, A. Ciabattoni, G.A. Tsmburini, 2003 г.); времени операции, а также интра- и послеоперационного кровотечения (D'Agostino, V. Tarantino, 2008 г.). В европейском журнале Laryngoscope в 2009 г. напечатана работа Riccardo D'Eredita` и Loredana Bozzola по сравнению Coblator и молекулярно-резонансного метода при тонзиллэктомии, а в 2010 г. – работа с учетом клинических результатов, времени анестезиологического и хирургического пособий, возможности кровотечения и стоимости метода теми же авторами. В ходе всех вышеуказанных исследований, которые были Италии, было доказано превосходство проведены молекулярнорезонансного метода. Аппарат был аппробирован при имплатации системы Baha (Riccardo D'Eredita and Mario Cenzi, 2010 г.), а также нашел свое применение в стоматологии (Vescovi P., Manfredi M., Merigo E., Fornaini C, Università di Parma, Italy, 2008 г.).

В России в 2008 г. был опубликован клинический случай успешного и безопасного хирургического лечения фибролипомы мягкого неба у 5-месячного ребенка, выполненный в клинике оториноларингологии МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского с помощью молекулярно-резонансного генератора (З.М. Ашуров, Л.Ю. Мусатенко, Д.М. Мустафаев, И.Н. Ахмедов, 2008 г.). Операция протекала без осложнений, кровопотери не отмечалось. По её завершении ребенок не нуждался в нахождении в отделении детской реанимации.

Во втором издании атласа микрохирургии основании черепа, а также атласе хирургии лицевого нерва Mario Sanna с соавт. отведены главы, посвященные MP методу как наиболее важному «инструменту» биполярной коагуляции в нейроотологии (2008 г.).

Via G. Leopardi не обнаружил коагуляционного повреждения краев разреза легочной ткани при использовании MP-установки на секционном материале. М. Schiavon и F. Calabrese с соавт. в 2007 провели сравнение стандартной электрохирургии и MP метода в опыте на лабораторных крысах, в результате которого очевидное преимущество по параметрам зоны коагуляционного некроза, латерального повреждения, послеоперационного заживления тканей имел MP метод хирургии. Исследование проводили на мышечной и легочной тканях, а также на коже.

Молекулярно-резонансный метод был успешно использован в качестве коагулятора в нейроонкологии (В.А. Черекаев, А.И. Белов, 2005 г.). В 2008 г. группой авторов из Японии (Shogo Kaku, Takuya Ishii, Yuzuru Hasegawa) MP метод хирургии был использован в ходе исследований на базе клинике института нейрохирургии, кроме того был проведен эксперимент по сравнению МР воздействия с традиционным электрохирургическим на тканях мозга свиньи. На основании данных о меньшей температуры воздействия (на 20°С), а также меньшей на 30% зоны коагуляции тканей, подтвержденных окружающих тепловизорным контролем исследованием соответственно, был гистологическим показан ряд преимуществ молекулярно-резонансной методики.

Кроме того, отмечено применение метода в лечении заболеваний шейки матки (P. Cattani, F. Presti, R.Sartori).

Однако в целом можно отметить достаточно ограниченный опыт применения метода MP в медицине в целом и в оториноларингологии в частности, в сравнении с другими методами ЭХ.

Таким образом, электрохирургия включает в себя большое количество способов от стандартной электрокаутеризации до новейшей радиоволновой и молекулярно-резонансной методик. Повышенный интерес ученых, исследователей, биологов и физиков к проблеме малотравматичного воздействия на биоткани ведет к эволюции и разработке более новых методов хирургического лечения больных.

Необходимо отметить, что если радиоволновая хирургия широко распространена в современной практике, в связи с большим количеством проведенных исследований, то научно-обоснованного мнения ПО воздействию молекулярно-резонансному на ткани верхнего отдела путей животных человека, дыхательных И подтвержденного экспериментально-клиническими исследованиями, в современной литературе нет.

Актуальность проблемы заключается еще и в том, что не проводилось изучение формы и спектра электрохирургических сигналов радиоволнового и случаев молекулярно-резонансного диапазонов, что В ряде принципиальное значение. И, если в зарубежных исследованиях проведено электрохирургии и сравнение стандартной молекулярно-резонансного воздействия, TO экспериментально-клиническому ПО сравнению радиоволновой и молекулярно-резонансной хирургии научные исследования отсутствуют.

Учитывая способов вышесказанное, ДЛЯ совершенствования электрохирургического воздействия необходимо продолжение исследований РВ и МР методов в клинической медицине, в частности проведение воздействия экспериментально-клинического сравнения методов электрохирургии В ee радиоволновом И молекулярно-резонансном диапазонах и процессов заживления ран, нанесенных этими электроволнами.

СОБСТВЕННЫЙ МАТЕРИАЛ ИССЛЕДОВАНИЯ.

Глава 2. Экспериментальная часть исследования.

2.1. Материалы и методы экспериментального исследования действия электрохирургии молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазона в условиях ех vivo и in vivo.

2.1.1. Характеристика используемой аппаратуры.

В экспериментальной части нашей работы мы проводили исследование двух видов электрохирургического воздействия: молекулярно-резонансного и радиоволнового, отличающихся друг от друга диапазоном частот генерируемого электротока. *Молекулярно-резонансное воздействие* осуществляли при помощи аппарата Vesalius LX 80 (рис. 7).



Рисунок 7. Общий вид молекулярно-резонансного аппарата Vesalius LX 80.

С помощью аппарата Vesalius (Италия) создаются диапазон частот генерируемых электроволн от 4 до 16 М Γ ц; используемая мощность от 60 до 120 Вт.

В своей работе мы использовали различные режимы:

Монополярные режимы:

- 1. Режим «Разрез» (CUT) max мощность 120 Вт.
- 2. Режим «Разрез + Коагуляция» (CUT + COAG) max мощность 100 Вт.

Биполярные режимы:

3. Режим «Коагуляция» (COAG) – max мощность – 60 Вт.

Радиоволновое воздействие осуществляли при помощи аппарата «CURIS» (Германия), который позволяет создавать частоту генерируемой электроволны 4 МГц с мощностью от 10 до 100 Вт (рис. 8).

В работе мы использовали различные монополярные режимы:

- 1. CUT 1 (немодулированный) max мощность 100 Вт.
- 2. CUT 2 (модулированный) max мощность 80 Вт.
- 3. CONTACT (коагуляция) max мощность 80 Bт.



Рисунок 8. Общий вид радиочастотного электрохирургического аппарата CURIS.

Далее в тексте для упрощения изложения аппараты Vesalius и Curis мы будем обозначать как аппарат №1 и №2 соответственно.

В экспериментальной части исследования мы применяли электрод-иглу (рис. 9).



Рисунок 9. Общий вид электродов для молекулярно-резонансной (A) и радиочастотной (Б) хирургии.

Эти электроды изготовлены из вольфрама, стали и латуни. Нерабочая часть изолирована непроводящими электричество полимерами.

Для объективизации контроля течения заживления ран нанесенных электрохирургическим аппаратом, проводили фотосъемку.

2.1.2. Экспериментальное исследование действия электрохирургии молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазона в условиях ex vivo и in vivo.

2.1.2.1. Исследование действия электрохирургии молекулярнорезонансного и радиоволнового диапазона на секционном материале (ex vivo).

Исследования проводили на тканях человека и свиньи - кожа, мышечная и жировая ткани. Изучали эффекты воздействия различных режимов молекулярно-резонансной и радиоволновой электрохирургии на различные биоткани:

- Измеряли минимальную мощность, при которой возможно резание в зависимости от частоты.
- Определяли эффекты воздействия на ткани обугливание вокруг разреза, скорость разреза, прилипание электрода, искрение при резке в зависимости от уровня мощности подаваемого на ткани.

Для исследования использовали кожу, жировую и мышечную ткани. Электрод – игла. Молекулярно-резонансным воздействием наносили разрезы в следующей последовательности: 1-й ряд - немодулированная волна (режим «резания»); 2-й ряд – слабомодулированная волна (режим «резания и коагуляции»); 3-й ряд — сильномодулированная волна (режим «коагуляция»). В каждом ряду наносилось по 10 разрезов. Начинали с наименьшей мощности 10 Вт, а заканчивали максимальной: в первом ряду - 120 Вт, во втором – 100 Вт, в третьем – 70 Вт. То есть каждый последующий разрез наносили с мощностью большей на 12, 10, 7 Вт соответственно, чем предыдущий. Радиоволновым воздействием наносили разрезы также в определенной последовательности: 1-й ряд - немодулированная волна (режим «резания»); 2-й ряд — слабомодулированная волна (режим «резания и коагуляции»); 3-й ряд — сильномодулированная волна (режим «коагуляция»). В первом ряду первый разрез проводили с минимальной мощностью в 10 Вт, последний – с максимальной в 100 Вт. Всего наносили 10 разрезов. Во втором и третьем проводили по 8 разрезов с интервалом мощности также в 10 Вт. После проведенного этапа, измеряли ширину зоны обугливания вокруг краев разреза при помощи лупы и линейки. Измерения проводили в зоне наибольшей ширины зоны обугливания, в миллиметрах.

В первом этапе исследования мы изучали особенности МР и РВ воздействия в различных режимах и с различной мощностью на разнотипные секционные ткани (кожа, жировая, мышечная). Изучали размер коагуляции, обугливание вокруг разреза, скорость резки, искрение при резке, прилипание электрода в зависимости от уровня мощности.

2.1.2.2. Исследование действия электрохирургии молекулярнорезонансного и радиоволнового диапазона в эксперименте на кроликах в условиях in vivo.

Для исследования действия молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов электрохирургии в экспериментальных условиях в качестве биологической модели были выбраны кролики.

Данный этап исследования проводили в виварии на базе лаборатории медико-физических исследований ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского.

В эксперименте было задействовано 10 лабораторных кроликов, самцов, весом от 3.5 до 4.0 кг. Животных вводили в наркотический сон (доза золетила и рометара из расчета 0.1 мл/кг веса тела) и проводили эпиляцию на спине (рис. 10).



Рисунок 10. Лабораторное животное - кролик, фиксированный на операционном столе с зоной эпиляции на спине.

После эпиляции на кожу спины кролика наносили хирургические раны с помощью MP и PB воздействия по 3 раны в 2 ряда длинной 1.5 см (рис. 11).



Рисунок 11. Нанесение ран на кожу спины кролика в эксперименте.

Все раны были нанесены только монополярными элекродами (игла) в режиме разреза, с общей оптимальной мощностью для разреза кожи для обоих методов (см. раздел 2.2.1. о результатах исследования на секционном материале). В 1-м ряду воздействие проводили молекулярно-резонансным методом при помощи аппарата №1 (в монополярном режиме, резание, 40 Вт), во 2-м — радиоволновым воздействием при помощи аппарата №2 (в монополярном режиме, резание, 40 Вт).

С целью удобства выполнения хирургического вмешательства и получения достоверных результатов опыт проводили в **три этапа**. В первом этапе участвовало 2 кролика, во втором и третьем — по 4 кролика, которые были поделены на 4 группы, в каждой группе по 1 кролику. В 1-й группе контроль заживления осуществляли на 1-е сутки, во 2-й группе — на 3-е сутки, в 3-й — на 5-е сутки, а в 4-й — на 8-е. Кролики не забивались, их также вводили в сон, после чего проводили забор материала.

Первый этап был ориентировочный и давал, предварительные результаты – тип заживления, воспалительная реакция, объем некротических изменений краев раны.

На втором этапе проводили цитологическое исследование.

Цитологически исследовали:

1. Препараты, полученные по методу поверхностной биопсии (Камаев М.Ф.). Метод «поверхностной биопсии» раны предложен М. Ф. Камаевым в

- 1954 г. В препаратах анализировался клеточный состав при световой микроскопии (микроскоп «Місгоѕ МС 200» х 100, х 1000). Подсчет производили на 200 клеток. Для окрашивания применяли реактивы: фиксатор раствор эозин-метиленового синего по Май-Грюнвальду, краситель Романовского-Гимзы. Фотосъемку проводили на видеосистеме Zeizz Axio Vision Imager M2.
- 2. Препараты-отпечатки с поверхности ран, полученных по методике М.П. Покровского (в модификации О.С. Сергель (1990 г.). Этот метод мы применяли при технической невозможности получения поверхностной биопсии.

Общее заключение по цитограммам выражали в виде определения типа цитограмм по М.Ф.Камаеву (1970 г.) в модификации О.С.Сергель (1990 г.).

Цитологическое исследование проведено на базе лаборатории клинической диагностики отделения патологической анатомии ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского.

На **третьем этапе** в разные сроки раневого процесса проводили гистологическое исследование тканей, окружающих экспериментальную рану, т.к. в течении раневого процесса принято выделять 4 стадии:

- 1. Стадия гемостаза (коагуляция, вазоконстрикция, вазодилятация) с первых минут до 1 часа после операции.
- 2. Воспалительная (на ранних стадиях миграция нейтрофилов, Т-лимфоцитов (Т-хелперов), отек; начиная со 2-х суток в ране начинают появляться макрофаги, которые впоследствии становятся преобладающим типом воспалительных клеток. Воспалительная фаза протекает с первого часа и может продолжаться до нескольких недель.
- 3. Пролиферативная (пролиферация фибробластов, ангиогенез с формированием грануляционной ткани; пролиферация миофибробластов и констрикция раны; эпителизация раневого дефекта) от 2 дней до трех недель после операции.

4. Фаза ремоделирования рубца. Замещение коллагена III типа коллагеном I типа; изначально хаотично расположенные, пучки коллагеновых волокон располагаются параллельно линиям натяжения кожи (от 3 недель до 2 лет).

Такое разделение раневого процесса весьма условно, так как одна фаза может протекать параллельно с другой.

Гистологическую обработку тканей вели по стандартному протоколу с изготовлением парафиновых срезов толщиной 4 мкм и окраской гематоксилином и эозином. Оценку морфологических изменений проводили методом световой микроскопии. При оценке морфологических изменений учитывали следующие критерии: некроз, выраженность воспалительных изменений, отек, пролиферативные изменения, эпителизация, образование рубцовой ткани.

На данном этапе своей работы мы изучали особенности воздействия электроволн молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов с их различными параметрами (частота, мощность) на кожу кроликов и оценивали особенности течения процесса заживления экспериментальных ран.

2.2. Результаты экспериментального исследования действия электрохирургии молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазонов в условиях ех vivo и in vivo.

2.2.1. Результаты исследования действия электрохирургии молекулярнорезонансного и радиоволнового диапазона на секционном материале.

От *молекулярно-резонансного* воздействия на кожу, жировую и мышечную ткани были получены следующие результаты.

Результаты воздействия на кожу.

В режиме «резание» (немодулированная волна) рассечение тканей возможно при мощности более 50 Вт, при этом ткань рассекается медленно с выраженным прилипанием электрода, скорость резки очень низкая. При мощности меньшей, чем 50 Вт в месте воздействия электроволны ткань высушивается, при этом электрод начинает прилипать белеет и поверхности. При увеличении мощности более 50 Вт возрастет скорость рассечения ткани. Уверенное рассечение кожи возможно при мощности в 60 Вт, при этом скорость рассечения составляет примерно 5 мм/сек. Прилипание электрода к поверхности ткани сохраняется. Края получаемой раны не обугливаются. При дальнейшем повышении мощности скорость резки возрастает, прилипание электрода при мощности 70 Вт отсутствует. При мощности от 80 Вт до 100 Вт края раны умеренно обугливаются. Выраженного повреждения, а также искрения в режиме «резание» не наблюдалось (табл. №3). В режиме «резание и коагуляция» рассечение кожного покрова начинается также при мощности более 50 Вт, а уверенное рассечение – при мощности 60 Вт. Обугливание краев раны возникает при мощности 100 Вт с единичным искрением. В режиме «коагуляция» уверенный разрез кожи становится возможным уже при мощности 35 Вт. Умеренное обугливание краев раны и искрение начинается при мощности выше 45 Вт. Искрение единичное в тех же диапазонах (рис. 12).

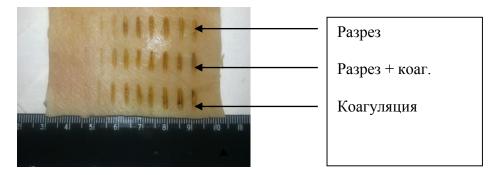


Рисунок 12. Вид разрезов, нанесенных МР методом на кожу (объяснения в тексте).

На рисунке №12 видно, что ширина ран, рассматриваемых слева направо, увеличивается, чему способствовало увеличение мощности электровоздействия.

Таблица 3. Проявление различных хирургических эффектов от MP воздействия немодулированной электроволны на коже в зависимости от мощности.

Мощность,	Разрез	Обугливание	Прилипание	Искрение
Вт			электрода	
10	-	-	-	-
20	-	-	-	-
30	-	-	-	-
40	-/+	-	+	-
50	+	-	+	-
60	+	-	-	-
70	+	+	-	-
80	+	+	-	-
90	+	+	-	-
100	+	+	-	-

Из таблицы №3 видно, что разрез кожи с помощью MP воздействия возможен, если мощность электроволны больше 40 Вт, а эффект обугливания отмечается при мощности 70 и более Вт.

Результаты воздействия на жировую ткань.

В режимах «резание» и «резание и коагуляция» рассечение ткани начинается при мощности более 30 Вт, уверенное резание при мощности 40 Вт, электрод выражено прилипает к поверхности ткани. Обугливание и искрение даже при максимальной мощности отсутствует (табл. №4). В режиме «коагуляция» рассечение ткани начинается при мощности 20 Вт,

прилипание менее выражено, незначительное искрение на мощности 100 Вт. Обугливание краев разреза не возникает (рис. 13).

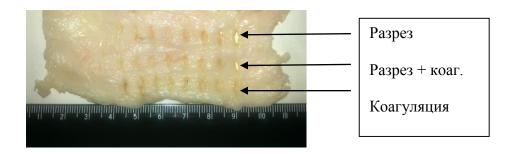


Рисунок 13. Вид разрезов, нанесенных МР методом на жировую ткань.

На рисунке № 13 видно, что ширина ран, рассматриваемых слева направо, увеличивается, чему способствовало увеличение мощности электровоздействия, но все раны на жировой ткани были более глубокими и более широкими, по сравнению с таковыми на коже.

Таблица 4. Проявление различных хирургических эффектов от MP воздействия немодулированной электроволны на жировой ткани в зависимости от мощности.

Мощность,	Разрез	Обугливание	Прилипание	Искрение
Вт			электрода	
10	-	-	-	-
20	-	-	-	-
30	+	-	+	-
40	+	-	+	-
50	+	-	+	-
60	+	-	+	-
70	+	-	+	-
80	+	-	+	-

90	+	-	+	-
100	+	-	+	-

Из таблицы №4 видно, что разрез жировой клетчатки с помощью MP воздействия возможен, если мощность электроволны 30 и более Вт, а эффект обугливания при воздействии на жировую клетчатку не выявляли.

Результаты воздействия на мышечную ткань.

В режиме «резание» медленное с прилипанием электрода рассечение мышечной ткани начинается при мощности более 30 Вт, уверенное резание при более 50 Вт. При такой мощности скорость рассечения ткани высокая, прилипания не отмечается. Обугливание краев разреза не наблюдается даже при мощности в 100 Вт (табл. 5). Искрение появляется на мощности более 90 Вт. В режиме «резание и коагуляция» рассечение ткани также начинается при мощности 30 Вт, уверенное резание — на 50 Вт. При этом прилипание электрода сохраняется, уменьшается после мощности в 60 Вт. Искрение наблюдается после 70 Вт. Обугливания краев раны не отмечается. В режиме «коагуляция» искрение начинается уже на мощности 30 Вт (рис. 14).

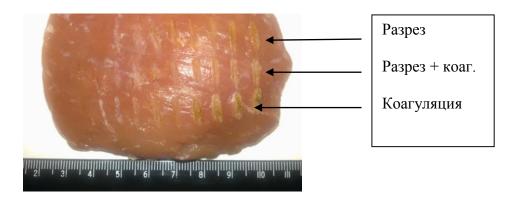


Рисунок 14. Вид разрезов, нанесенных МР методом на мышечную ткань.

На рисунке № 14 видно, что ширина ран, рассматриваемых слева направо, также увеличивается, чему способствовало увеличение мощности электровоздействия, но визуально эти раны больше походили на раны кожи.

Таблица 5. Проявление различных хирургических эффектов от MP воздействия немодулированной электроволны на мышечной ткани в зависимости от мощности.

Мощность,	Разрез	Обугливание	Прилипание	Искрение
Вт			электрода	
10	-	-	-	-
20	-	-	-	-
30	+	-	+	-
40	+	-	+	-
50	+	-	-	-
60	+	-	-	-
70	+	-	-	-
80	+	-	-	+
90	+	-	-	+
100	+	-	-	+

Из таблицы №5 видно, что разрез мышечных тканей с помощью MP воздействия возможен, если мощность электроволны 30 и более Вт. При этом, как и при воздействии на жировую ткань эффект обугливания не выявлен.

От *радиоволнового* воздействия на кожу, жировую и мышечную ткани в эксперименте были получены следующие результаты.

Результаты PB воздействия на **кожу**.

В режиме «резание» (немодулированная волна) рассечение тканей возможно при мощности 20 Вт, при этом ткань рассекается быстро без прилипания электрода. При мощности в 30 Вт начинается искрение, а при 50

Вт – обугливание краев раны (рис. 15). В режиме «резание и коагуляция» рассечение кожного покрова начинается уже при мощности 10 Вт, а уверенное рассечение – при мощности 20 Вт. При этом искрение возникает также при мощности 20 Вт, а обугливание краев раны возникает при мощности 50 Вт. В режиме «коагуляция» уверенный разрез кожи становится возможным при мощности 20 Вт. Умеренное искрение начинается при мощности 30 Вт, а обугливание краев раны – при 50 Вт.

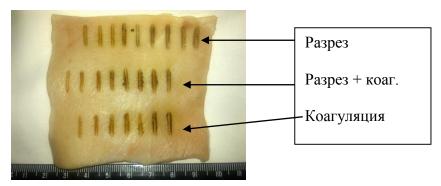


Рисунок 15. Вид разрезов, нанесенных РВ методом на кожу.

В экспериментальной части нашего исследования мы определили, что хирургические эффекты на коже от РВ воздействия отличались от таковых после МР воздействия (табл. № 6).

Таблица 6. Проявление различных хирургических эффектов от PB воздействия немодулированной электроволны на коже в зависимости от мощности.

Мощность,	Разрез	Обугливание	Прилипание	Искрение
Вт			электрода	
10	-	-	-	-
20	+	-	-	-
30	+	-	-	+
40	+	-	-	+
50	+	+	-	+
60	+	+	-	+
70	+	+	-	+

80	+	+	1	+
90	+	+	-	+
100	+	+	-	+

Из таблицы №6 видно, что разрез кожи с помощью электротока PB диапазона возможен, если мощность электроволны достигает уже 20 Вт, а эффект обугливания отмечается при ее мощности 50 и более Вт.

Результаты PB воздействия на жировую ткань.

В режиме «резание» рассечение ткани начинается при мощности 20 Вт, уверенное резание при мощности более 40 Вт, при этом электрод выражено прилипает к поверхности ткани в диапазоне мощности 20-50 Вт. Искрение начинается при 30 Вт, обугливание – при мощности 90 Вт (рис. 16). В «резание коагуляция» возможность рассечения режиме И ткани выраженность прилипания электрода аналогичны показателям в режиме «резание», однако искрение наблюдается без рассечения ткани при мощности 10 Вт. Умеренное обугливание отмечается только на 80 Вт. В режиме «коагуляция» рассечение ткани начинается при мощности 20 Вт, прилипание в диапазоне 20-40 Вт, искрение на мощности от 20 Вт, обугливание краев разреза - 70 Вт.

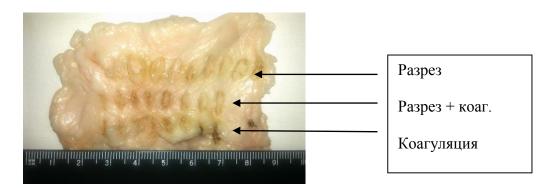


Рисунок 16. Вид разрезов, нанесенных РВ-методом на жировую ткань.

В экспериментальной части исследования мы определили, что хирургические эффекты на жировой ткани от РВ воздействия были иными, чем от таковых после МР воздействия (табл. №7).

Таблица 7. Эффекты от воздействия РВ-методом в режиме немодулированной волны на жировую ткань.

Мощность,	Разрез	Обугливание	Прилипание	Искрение
Вт			электрода	
10	-	-	-	-
20	+	-	+	-
30	+	-	+	+
40	+	-	+	+
50	+	-	-	+
60	+	-	-	+
70	+	-	-	+
80	+	-	-	+
90	+	+	-	+
100	+	+	-	+

Из таблицы №7 видно, что разрез жировой ткани электротоком PB диапазона возможен, если мощность электроволны достигает 20 Вт, а эффект обугливания отмечается только при ее мощности 90 Вт.

Результаты РВ воздействия на **мышечную ткань**.

В режиме «резание» медленное сопровождающееся искрением с прилипанием электрода рассечение мышечной ткани начинается при мощности 20 Вт, уверенное резание при 30 Вт. При последней мощности скорость рассечения ткани высокая, прилипания не отмечается. Обугливание

краев разреза возникает при мощности 80 Вт (рис. 17). В режиме «резание и коагуляция» рассечение ткани начинается при мощности 10 Вт, которое сопровождается умеренным искрением. При этом прилипание электрода сохраняется в диапазоне 10-30 Вт. Обугливание краев раны — от 70 Вт. В режиме «коагуляция» уверенное резание возможно при мощности более 20 Вт. Обугливание краев раны — от 70 Вт. Искрение в режимах «рарез+коагуляция» и «коагуляция» наблюдается без рассечения ткани при мощности 10 Вт.

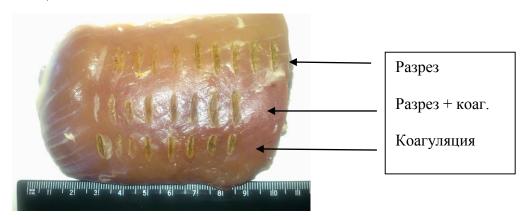


Рисунок 17. Вид разрезов, нанесенных РВ-методом на мышечную ткань.

В экспериментальной части исследования мы определили, что хирургические эффекты на мышечной ткани от РВ воздействия были иными, чем от таковых после МР воздействия (табл. №8).

Таблица 8. Эффекты от воздействия РВ-методом в режиме немодулированной волны на мышечную ткань.

Мощность,	Разрез	Обугливание	Прилипание	Искрение
Вт			электрода	
10	-	-	-	-
20	+	-	+	+
30	+	-	-	+
40	+	-	-	+

50	+	-	-	+
60	+	-	-	+
70	+	-	-	+
80	+	+	-	+
90	+	+	-	+
100	+	+	-	+

Из таблицы №8 видно, что разрез мышечной ткани электротоком PB диапазона возможен, если мощность электроволны достигает, как и при разрезе жировой ткани 20 Вт и более, а эффект обугливания отмечается при ее мощности 80 Вт.

Сравнение результатов воздействия (режим «резание») на различные биологические ткани с помощью MP и PB способов электрохирургии представлены в таблице №9.

Таблица 9. Показатели уровня мощности электроволны, при котором осуществляется эффективный разрез различных биологических тканей с помощью MP и PB воздействия.

	МР-воздействие	РВ-воздействие
	(Annapam №1)	(Annapam №2)
Кожа	40 Вт	20 Вт
Жировая ткань	30 Вт	20 Вт
Мышечная ткань	30 Вт	20 Вт

Сравнение показателей мощности электроволны указывает на то, что для осуществления разреза различных биологических тканей требуется мощность РВ воздействия в 1.5-2.0 раза меньшая, чем мощность МР воздействия для достижения аналогичных целей.

Таким образом, с уменьшением мощности электроволны, воздействующей на ту или иную биоткань, уменьшается ее повреждающее действие на окружающие рану ткани (R=0,68, p<0,05).

Исследования возможностей молекулярно-резонансного и радиоволнового воздействия на секционном материале показали особенности их взаимодействия с различными биологическими тканями организма. Установлены ориентировочные значения мощности электроволны генерируемой разными аппаратами для рассечения и коагуляции различных видов ткани (кожа, жировая и мышечная ткань). Показано, что с уменьшением мощности электроволны снижается ее повреждающее действие на биоткани.

Экспериментальные исследования на секционном материале РВ и МР воздействия позволяют сделать вывод, что увеличение частоты электроволны в молекулярно-резонансном диапазоне приводит к необходимости увеличения мощности воздействия, что влечет за собой выраженные отрицательные макроскопические проявления – увеличение зоны некроза на 0.3-1 мм, обугливание ткани при разрезе, что свидетельствует о преимуществе радиоволнового метода перед молекулярно-резонансным.

2.2.2. Результаты исследования действия электрохирургии молекулярнорезонансного и радиоволнового диапазона в эксперименте на лабораторных животных (кролики).

Исследование процесса заживления ран от MP и PB воздействия на животных в эксперименте проводили в три этапа.

Первый этап был ориентировочный и давал предварительные результаты. Для каждой раны в первую очередь критериями оценки служили: тип заживления, воспалительная реакция, объем некротических изменений краев раны. На первом этапе получены следующие результаты. В первом ряду раны, нанесенные электрохирургическим аппаратом немодулированной

электрической волной с частотой 4-16 МГц обильно кровоточили, с установочной мощностью 40 Вт заживают под темно-коричневым струпом, толщиной 2±0.2 мм, воспалительная реакция выражена слабо (рис. 18, 19 и 20 соответственно 1-е, 5-е и 7-е сутки после разреза; левый ряд ран). Данные результаты наблюдали при работе на обоих кроликах первого этапа. Образование струпа в данном случае можно расценивать, как заживление вторичным натяжением (В.Г.Петров с соавт., 1986). Во втором ряду раны, нанесенные немодулированной электрической волной с частотой 4 МГц, с установочной мощностью 40 Вт заживают в первом случае (1 кролик) без струпа, без воспалительной реакции (рис. 18, 19 и 20 соответственно 1-е, 5-е и 7-е сутки после разреза; правый ряд ран). Во втором случае (2-й кролик первого этапа) раны заживают под темно-коричневым струпом, толщиной 1.5±0.2 мм, воспалительная реакция выражена слабо.

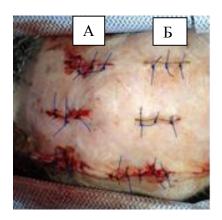


Рис. 18. Общий вид ушитых кожных ран в первые часы после нанесения разрезов.

- а) раны от МР воздействия.
- б) раны от РВ воздействия.



Рис. 19. Общий вид ушитых кожных ран на 5-е сутки после нанесения разрезов.



Рис. 20. Общий вид ушитых кожных ран на 7-е сутки после нанесения разрезов.

На втором этапе исследования проводили цитологическое исследование.

По данным *цитологического исследования* в первые часы после нанесения ран от воздействия МР и РВ были выявлены цитологические изменения, соответствующие 1-му типу воспалительной картины, «ранней стадии» (рис. 21).

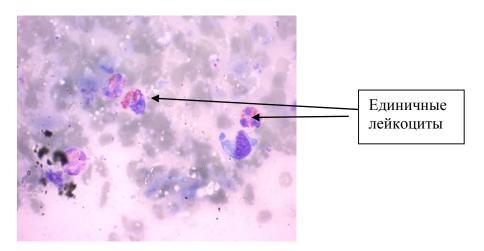


Рис. 21. Характерная цитологическая картина после молекулярнорезонансного и радиоволнового воздействия в первые часы после операции (окраска по Романовскому-Гимзе, увеличение х 1000).

Второй тип цитологической картины, определяющийся как «дегенеративно-некротический», не встречался ни в одной из групп.

Третий тип цитологической картины — «дегенеративновоспалительный», встречался во второй группе, т.е. на 3-е сутки после операции, при РВ воздействии (рис. 22); и в третьей, т.е. на 5-е сутки после операции, при МР-воздействии (рис. 23).

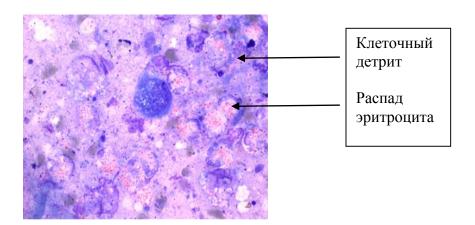


Рис. 22. Дегенеративно-воспалительный тип цитологической картины на 3-е сутки после РВ-воздействия (окраска по Романовскому-Гимзе, увеличение х 1000).

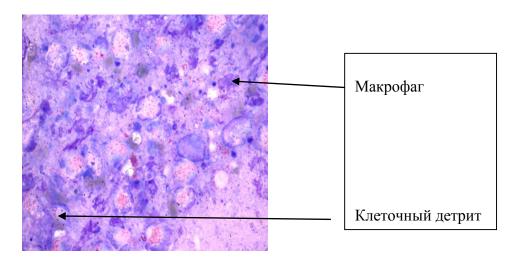


Рис. 23. Дегенеративно-воспалительный тип цитологической картины на 5-е сутки после MP-воздействия (окраска по Романовскому-Гимзе, увеличение х 1000).

Типы 5 и 5а цитограмм наблюдали на 8-е сутки в случае применения MP метода и на 5-е в случае PB воздействия. Причем наиболее выраженную цитологическую картину отмечали в ранах, нанесённых радиоволновым методом, т.е. аппаратом №2, что косвенно свидетельствовало о лучшей и ранней регенерации после воздействия (рис. 24).



Рис. 24. Цитограмма после PB воздействия на 5-е сутки (окраска по Романовскому-Гимзе, увеличение х 1000).

В ходе проведённого цитологического исследования показана большая эффективность радиоволнового метода хирургического вмешательства в сравнении с молекулярно-резонансным.

В отличие от МР-метода при РВ воздействии мы отмечали значительно меньшее количество раневого экссудата, дегенеративно-воспалительная фаза была на 2-е суток короче, регенеративный период заживления раны наступал раньше на 3-е суток в сравнении с аналогичным от молекулярнорезонансного воздействия. Большую скорость заживления исследуемых нами PB после воздействия, ран отмечали что подтверждалось цитологическими исследованиями, указывающими на динамическое уменьшение количества нейтрофилов на 5-е и 8-е сутки. Мы получили достоверные изменения концентрации нейтрофилов при РВ-методе как к 5ым (p < 0.05), так и к 8-ым суткам (p < 0.01) по сравнению с первыми сутками после операции. При МР-методе концентрация нейтрофилов в 5-8 сутки существенно не отличалась от первых суток (р>0,05). Таким образом, мы существенные различия между методами по концентрации выявили нейтрофилов в разные сроки после операции (р<0,05) (табл. №10).

Таблица № 10. Количественное содержание нейтрофилов в ранах на 1, 5, 8-е сутки после молекулярно-резонансного и радиоволнового воздействий.

Сутки	МР-метод	РВ-метод	p
			(критерий Манна- Уитни)
1	45,1±3,4%	40,2±2,9%	p>0,05
5	41,5±2,8%	10,1±1,2%*	p<0,01
8	45,0±2,4%	0,5±0,1%**	p<0,001

^{*}p<0,05 и **p<0,01 статистически значимые изменения по сравнению с 1-ми сутками (парный критерий Вилкоксона).

Как видно из таблицы №10, количество нейтрофилов ране от MP воздействия сохранялось до 8-х суток, что указывает на продолжение воспалительного процесса.

Представленные ниже цитограммы иллюстрируют полученные нами результаты (рис. 25).

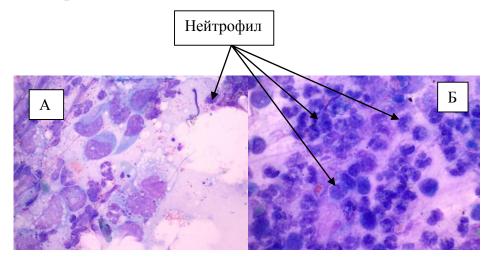


Рис. 25. Количество нейтрофилов в ране на 5-е сутки после РВ воздействия (а) и после МР воздействия (б) (окраска по Романовскому-Гимзе, увеличение х 1000).

Кроме того, в 2-х случаях на 14-е сутки в ране, нанесенной молекулярно-резонансным методом, отмечали значительное увеличение раневого отделяемого, клеточный состав которого был представлен преимущественно нейтрофильными лейкоцитами (77%). Воспалительный тип цитограммы мог свидетельствовать о вторичном инфицировании раны.

Мы получили достоверные изменения концентрации фибробластов при PB-методе и MP-методе как к 5-ым (p<0,05), так и к 8-ым суткам (p<0,001) по сравнению с первыми сутками после операции. Однако при MP-методе концентрация фибробластов в ране на 5 и 8 сутки была значительно ниже по сравнению с PB-методом (p<0,05 и p<0,01 соответственно) (таб. 11).

Таблица № 11. Процентное содержание фибробластов в ранах на 1, 5, 8-е сутки после молекулярно-резонансного и радиоволнового воздействий.

Сутки	МР-метод	РВ-метод	p
			(критерий Манна- Уитни)
1	-	-	p>0,05
5	3,0±0,4%*	6,1±1,1%*	p<0,05
8	9,5±1,3%*	24,0±2,2%**	p<0,01

^{*}p<0,05 и **p<0,01 статистически значимые изменения по сравнению с 1-ми сутками (парный критерий Вилкоксона).

Таким образом, различия в концентрации фибробластов на 5-е и 8-е сутки после операции (p<0,05) указывали на преимущество PB перед MP воздействием.

На третьем этапе нашего исследования были проведены гистологические исследования кожи лабораторных животных после операции.

В первые часы после MP и PB воздействий в краях раны отмечали зону коагуляционного некроза, наиболее выраженную в 1-ой группе, где его толщина колебалась в диапазоне 100-120 мкм (в среднем составила $112,3\pm6,5$ мкм) (рис. 26). Во 2-ой группе толщина зоны некроза была 75-100 мкм (в среднем – $87,4\pm8,1$ мкм) (рис. 27). Разница в толщине зоны некроза 1-ой и 2-ой групп статистически значимо отличалось (р<0,05).

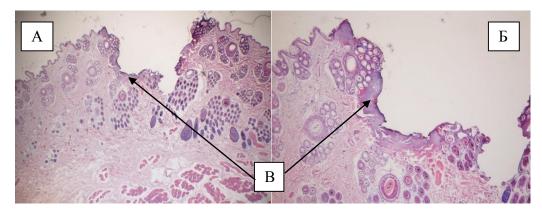


Рис. 26. Зона коагуляционного некроза после МР-воздействия (окраска гематоксилином-эозином).

- а) увеличение х 40.
- б) увеличение х 100.
- в) зона некроза 100-120 мкм.

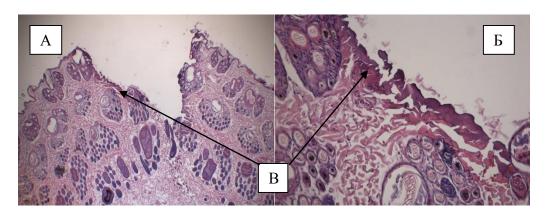


Рис. 27. Зона коагуляционного некроза после РВ-воздействии (окраска гематоксилином-эозином).

- а) увеличение х 40.
- б) увеличение х 200.
- в) зона некроза 100-120 мкм.

На вторые сутки в ранах обеих групп после MP и PB воздействий мы наблюдали (рис. 28, 29):

- в полости раневого дефекта гнойно-некротические массы (тканевой детрит, скопления нейтрофильных лейкоцитов, макрофагов, отложения фибрина);
- в краях раны зоны некроза;

- в окружающей дерме – воспаление.

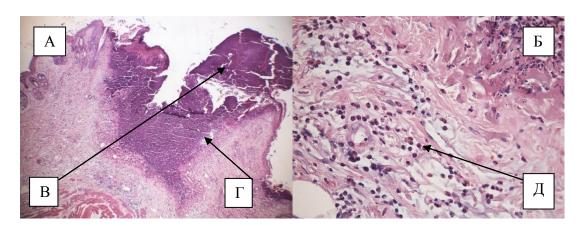


Рис. 28. Гистологическая картина послеоперационной раны от МР воздействия на 2-е сутки (окраска гематоксилином-эозином).

- а) увеличение х 40.
- б) увеличение х 400.
- в) гнойно-некротический детрит в полости раны.
- г) зона некроза в краях дефекта.
- д) скопления нейтрофильных лейкоцитов.

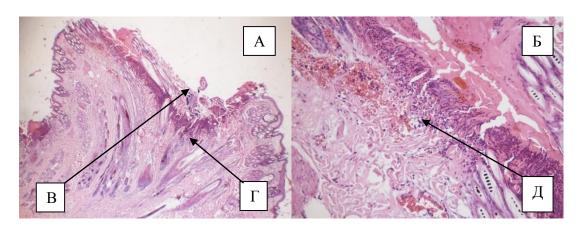


Рис. 29. Гистологическая картина послеоперационной раны от РВ воздействия на 2-е сутки (окраска гематоксилином-эозином).

- а) увеличение х 40.
- б) увеличение х 200.
- в) гнойно-некротический детрит в полости раны.
- г) зона некроза в краях дефекта.

д) скопления нейтрофильных лейкоцитов.

Таблица 12. Показатели выраженности воспаления в тканях после MP и PB воздействий на 2-е сутки.

	МР-метод	РВ-метод
Эпителизация	-	-
Некроз в краях раны	Выраженный	Слабовыраженный
Воспаление	Выраженное Слабовыраженное	
Отек	Отсутствует	Отсутствует
Гнойно-	+++	+
некротические массы		
в полости дефекта		

На пятые сутки после МР и РВ воздействий в дерме появляется пролиферация фибробластов и мелких сосудов. В 1 группе - обширный неэпителизированный раневой дефект. По краям — обширная зона некроза. В дерме пролиферация фибробластов, полиморфноклеточная воспалительная реакция (рис. 30). В группе 2 — частичная эпителизация раневого дефекта (рис. 31).

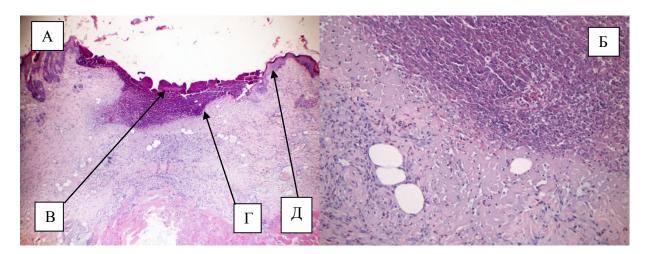


Рис. 30. Гистологическая картина п/о раны на 5-е сутки при использовании МР-метода (окраска гематоксилином-эозином).

- а) увеличение х 40.
- б) увеличение х 200.
- в) гнойно-некротический детрит в полости раны.
- г) зона некроза в краях дефекта.
- д) эпителизация.

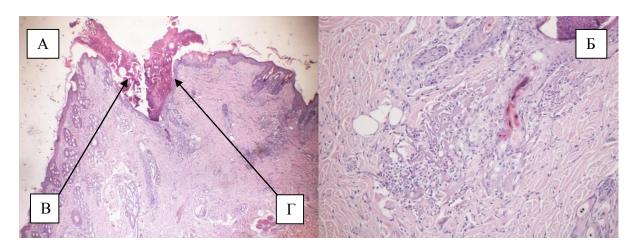


Рис. 31. Гистологическая картина п/о раны на 5-е сутки при использовании РВ-метода (окраска гематоксилином-эозином).

- а) увеличение х 40.
- б) увеличение х 200.
- в) гнойно-некротический детрит в полости раны.
- г) эпителизация.

Таблица 13. Показатели выраженности воспаления в тканях после MP и PB воздействий на 5-е сутки.

	МР-метод	РВ-метод
Эпителизация	Отсутствует	Частичная
Некроз	Выраженный в	Отсутствует
	краях раны	
Воспаление	Выраженное	Слабовыраженное
Пролиферация фибробластов и	Выраженная	Слабая

сосудов		
Отек	Отсутствует	Отсутствует
Гнойно-некротические массы в	+++	+
полости дефекта		

На девятые сутки после МР воздействия – раневой дефект частично покрыт эпидермисом с акантозом, паракератозом, в дерме – рубцовая ткань (рис. 32). После РВ воздействия в те же сроки выявлен незначительный раневой дефект. В верхних отделах дермы незначительный отек, пролиферация фибробластов. Рубцовая ткань в дерме практически отсутствует (рис. 33).

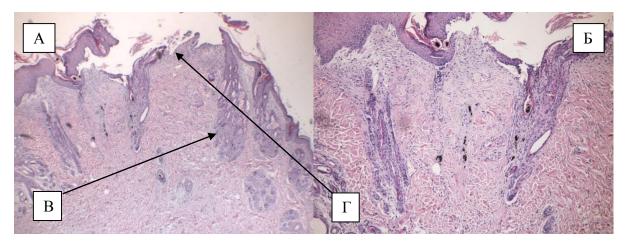


Рис. 32. Гистологическая картина п/о раны на 9-е сутки после МР-воздействия (окраска гематоксилином-эозином).

- а) увеличение х 40.
- б) увеличение х 200.
- в) рубцовые изменения.
- г) эпителизация.

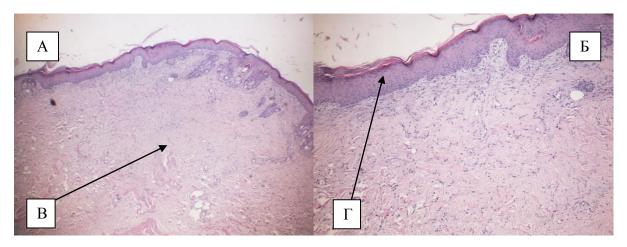


Рис. 33. Гистологическая картина п/о раны на 9-е сутки после РВ-воздействия (окраска гематоксилином-эозином).

- а) увеличение х 40.
- б) увеличение х 100.
- в) рубцовые изменения.
- г) эпителизация.

Таблица 14. Показатели выраженности воспаления в тканях после MP и PB воздействий на 9-е сутки.

	МР-метод	РВ-метод
Эпителизация	++	+++
Обширность рубцовых	+++	+
изменений		
Отек	-	-

Таким образом, при сравнительном анализе морфологических изменений в группах отмечено:

- В первые часы после операции наибольшая выраженность зоны коагуляционного некроза наблюдалась после МР-воздействия.
- На вторые сутки в ранах, нанесенных MP-методом, в краях дефекта присутствовала выраженная зона некроза, после PB-воздействия некроз был

выражен слабо. Воспалительные изменения были наиболее выражены в после МР-метода.

- На пятые сутки более выраженная динамика репаративных изменений была выявлена в ранах, проведенных РВ-методом (в ране наблюдалась полная эпителизация раневого дефекта, рубцовая ткань в дерме отсутствовала). После МР-воздействия воспалительные изменения в дерме носили наиболее выраженный характер, эпителизации не наблюдалось.
- На девятые сутки после MP-воздействия была отмечена частичная эпителизация, с реактивными изменениями эпидермиса, с умеренным очагом рубцовой ткани в дерме. После применения PB-метода отметили полную эпителизацию раневого дефекта, рубцовые изменения были выражены слабо.
- Заживление ран первичным натяжением было отмечено после PBвоздействия на пятые сутки, после MP-воздействия на девятые сутки.

Из-за малочисленности выборки статистически достоверных отличий между группами нам получить не удалось, однако прослеживается тенденция к улучшенной картине при РВ-методе по сравнению с МР-воздействием.

Изложенное выше показывает, что результаты цито- и гистологических исследований МР и РВ воздействий в экспериментальных условиях на биологических моделях подтверждают ранее сделанные выводы, т.е. РВ-метод воздействия имеет преимущество перед МР-методом, поскольку его действие вызывает меньшую зону некроза в ране, меньшее количество раневого отделяемого, вызванные им раны заживают быстрее на 2-3 суток первичным натяжением с меньшим количеством рубцовой ткани, что свидетельствует о более благоприятном течении репаративного процесса.

Глава 3. Исследование действия электрохирургии молекулярнорезонансного и радиоволнового диапазона в клинической практике.

3.1. Материалы и методы исследования в клинической практике.

3.1.1. Характеристика используемой аппаратуры.

В клинической практике мы также проводили исследование двух видов электрохирургического воздействия: радиоволнового и молекулярнорезонансного, отличающихся друг от друга диапазоном частот генерируемого электротока (см. 2.1.1.).

В исследовании в случае МР-воздействия использовали:

- Монополярные режимы:
- 1. Режим «Разрез» (CUT) max мощность 120 Вт.
- 2. Режим «Разрез + Коагуляция» (CUT + COAG) тах мощность 100 Вт.
 - Биполярные режимы:
 - 3. Режим «Коагуляция» (COAG) max мощность 60 Вт.

В случае РВ-воздействия использовали:

- Монополярные режимы:
- 1. Режим «Разрез» (СUТ) тах мощность 100 Вт.
- 2. Режим «Разрез + Коагуляция» (CUT + COAG) max мощность 80 Вт.
 - Биполярные режимы:
 - 3. Режим «Коагуляция» (COAG) max мощность 80 Вт.

В клинической практике мы применяли различные электроды: иглу, нить, петля, шаровидный электрод и т.д. (рис. 34, 35). Эти электроды изготовлены из вольфрама, стали и латуни. Нерабочая часть изолирована непроводящими электричество полимерами.



Рисунок 34. Электроды для молекулярно-резонансной хирургии.



Рисунок 35. Электроды для радиочастотной хирургии.

Для объективизации контроля течения заживления ран нанесенных электрохирургическим аппаратом, проводили фотосъемку.

3.1.2. Исследование действия электрохирургии молекулярнорезонансного и радиоволнового диапазона у больных вазомоторным ринитом, хроническим тонзиллитом ТАФ II и стенозом гортани.

Мы применяли электрохирургические установки, генерирующие электроволны в молекулярно-резонансном и радиоволновом диапазонах в клинике оториноларингологии ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского, а также на базе ЛОР-отделения МБУ «ЦРБ» Городского округа Балашиха. Использовали МР и РВ воздействия в клинических условиях, причем в тех же режимах, что и в экспериментальных исследованиях (см. 2.1.1.).

При операциях с использованием электроскальпеля оценивали его коагуляционную способность, скорость резки и другие параметры. В зависимости от цели и места воздействия применяли различные электроды (игла, нить, петля, шарообразный электрод, лопатка, биполярная вилка, диссектор).

В рамках клинического исследования мы применили различные виды электрохирургического воздействия во время операций у 140 больных. Мужчины составляли 49% (68 человек), а женщины - 51% (72 человека). Возраст пациентов был от 18 до 69 лет (средний возраст — $35,6\pm4,3$ лет) (табл. № 15).

Таблица 15 Распределение больных, прооперированных с применением методов электрохирургии по возрасту и полу.

Возраст	18-21	21-30	31-40	41-50	Более 51	Всего
					года	
Мужчины	3	10	9	18	28	68
Женщины	13	21	22	10	6	72
Всего	16	31	31	28	34	140

Все пациенты (140 человек) были разделены на 2 равночисленные группы по способу электрохирургического воздействия (МР или РВ воздействия).

В первой группе (70 пациентов, средний возраст – 36,4±4,2 лет) было 33 мужчины (47,1%) и 37 женщин (52,9%). Всем этим пациентам применяли метод молекулярно-резонансной хирургии.

Во второй группе (70 пациентов, средний возраст $-34,2\pm5,1$ лет) было 35 мужчин (50,0%) и 35 женщин (50,0%). Все пациенты второй группы были оперированы радиоволновым хирургическим способом.

Контингент первой и второй групп не отличался друг от друга по половому и возрастному принципу (p>0,05).

Пациенты каждой из двух групп были разделены еще на 3 подгруппы в зависимости от патологии (вазомоторный ринит — 1-ая подгруппа, хронический тонзиллит токсико-аллергическая форма II (ТАФ II) — 2-я подгруппа, стеноз гортани — 3-я подгруппа).

В первой подгруппе больным проводили подслизистую редукцию нижних носовых раковин по поводу вазомоторного ринита (64 человека), во второй - тонзиллэктомию по поводу хронического тонзиллита ТАФ II (41 человек) и в третей - трахеостомию по поводу стеноза гортани (35 человек). Распределение больных по группам и подгруппам приведено в таблице 16.

 Таблица 16

 Распределение больных в зависимости от метода электрохирургии и локализации операции.

Локализация	1 подгруппа	2 подгруппа	3 подгруппа	Всего
операции	(подслизистая	(тонзилл-	(трахео-	
	редукция	эктомия)	стомия)	
	нижних			
Метод	носовых			
электрохирургии	раковин)			

1 группа	31	21	18	70
(молекулярно-				
резонансный				
метод)				
2 группа	33	20	17	70
(радиоволновой				
метод)				
Всего	64	41	35	140

Первая подгруппа - больные вазомоторным ринитом (64 пациента).

Диагноз вазомоторный ринит ставили на основании жалоб, анамнеза, передней активной данных осмотра И риноманометрии. Пациенты жалобы стойкое затруднение предъявляли на носового дыхания, заложенность носа. Вышеуказанные жалобы беспокоили пациентов более 1 года, при этом предыдущее консервативное лечение (ирригационная терапия, применение интраназальных кортикостероидов, фито- и лазеротерапия) не приводило к стойкому положительному эффекту. При передней риноскопии и эндоскопии полости носа мы отмечали не менее 2-х из вышеуказанных критериев: увеличение нижних носовых раковин в объеме, отек, способность к сокращению при анемизации, гипертрофию задних концов нижних носовых раковин.

Критерии включения пациентов первой подгруппы в исследование:

- **1.** Возраст от 18 до 69.
- **2.** Наличие длительного (более 1 года) затруднения носового дыхания и заложенности носа.
- 3. Неэффективность консервативной терапии.

Критерии исключения пациентов первой подгруппы из исследования:

- **1.** Хирургические вмешательства на нижних носовых раковинах в анамнезе.
- 2. Аллергический ринит.
- 3. Искривление перегородки носа, блокирующее общий носовой ход или приводящее к контакту с нижними носовыми раковинами, с нарушением носового дыхания.
- **4.** Острые или обострения хронических заболеваний, в том числе и ЛОРорганов.
- 5. Полипозный риносинусит.
- **6.** Тяжелое соматическое состояние больного.

При лечении вазомоторного ринита мы проводили подслизистую редукцию нижних носовых раковин при помощи электрохирургического метода молекулярно-резонансного диапазона у 31 больных и у 33 больного диапазона. Использовали при помощи радиоволнового биполярный двухигольчатый электрод («вилка»), 15 мм в длину. Операцию проводили в положении больного лежа на спине с приподнятым изголовьем. Операцию выполняли под местной инфильтрационной анестезией раствором Ultracaini 1:100000, 1.7 мл. Собственно хирургическое вмешательство осуществляли следующим образом: вилку электрода вводили на всю длину рабочей части (15 мм) сначала под слизистую оболочку в передней трети, затем в средней и задней трети нижней носовой раковины. При этом введение и выведение электрода из ткани слизистой оболочки осуществляли без воздействия электрического тока. Воздействовали же на ткани внутри слизистой оболочки МР и РВ методами сразу после введения электрода в течение 10-15 сек.

В эксперименте нами была выбрана оптимальная общая мощность электровоздействия (35 Вт), при которой можно было провести объективное и достоверное сравнение двух методов воздействия (МР и РВ). Но, следует

отметить, что по результату экспериментального исследования, воздействуя PB методом можно провести подслизистую редукцию нижних носовых раковин уже при мощности в 20 Вт.

<u>Вторая подгруппа - больные хроническим тонзиллитом ТАФ II (41 пациент).</u>

Пациентам этой подгруппы было проведено электрохирургическое лечение хронического тонзиллита токсико-аллергической формы II (по классификации В.Т. Пальчуна от 1978 г. - ТАФ II). Эта форма хронического тонзиллита характеризуется функциональными нарушениями сердечной деятельности, регистрируемыми на ЭКГ, болями в сердце и нарушениями ритма сердца, возникающими как во время ангины, так и вне обострения хронического тонзиллита, длительным субфебрилитетом, функциональными почках, сосудистой При нарушениями В системе, суставах. мезофарингоскопии больных определяли признаки Гизе. Зака, У Преображенского, наличие казеозных масс в лакунах миндалин. Отмечали наличие субфебрилитета, а по результату анализа крови – повышение уровня АСЛ-О, РФ и СРБ.

Критерии включения пациентов второй подгруппы в исследование:

- **1.** Возраст от 18 до 69.
- 2. Наличие хронического тонзиллита ТАФ II.

Критерии исключения пациентов второй подгруппы из исследования:

- 1. Ранее проведенные органосохранные операции на небных миндалинах.
- **2.** Любые острые или обострения хронических заболеваний, в том числе и ЛОР-органов.
- 3. Тяжелое соматическое состояние больного.
- 4. Отказ пациента от хирургического вмешательства.

По поводу хронического тонзиллита (ТАФ II) у исследуемых нами больных мы провели 41 двустороннюю тонзиллэктомию. МР воздействие

использовали в 1 группе (21 пациент), РВ воздействие — во второй группе пациентов (20 человек). Электрохирургическое воздействие при тонзиллэктомии мы применяли для разреза передней небной дужки, выделения и отсепаровки миндалины. В качестве электрода мы использовали биполярный пинцет с оптимальной мощностью 30 Вт. Иглу или нить применяли в монополярном режиме воздействия.

Третья подгруппа - больные со стенозом гортани (35 пациентов).

В третьей подгруппе больные со стенозом гортани поступали с жалобами на затруднение дыхания при физической нагрузке и в покое, охриплость. В случае нарастания одышки в покое больных бригадой скорой медицинской помощи доставляли в стационар. При осмотре гортани путем непрямой и видеоларингоскопии определялось новообразование гортани, перекрывающее просвет голосовой щели на ½ и более, у больных отмечали охриплость, тахипное до 25 в мин. В большинстве случаев после патогистологических исследований удаленные новообразования (в ходе дальнейших этапов лечения) носили онкологический характер. В некоторых случаях трахеостомию выполняли в отсроченном порядке как этап ларингэктомии.

Критерии включения пациентов третьей подгруппы в исследование:

- **1.** Возраст от 18 до 69.
- **2.** Стеноз гортани II-III степени.

Критерии исключения пациентов третьей подгруппы из исследования:

- 1. Ранее проведенные операции на гортани и трахеи.
- 2. Ранее проведенная лучевая терапия.
- 3. Отказ пациента от хирургического вмешательства.

Мы провели 35 трахеостомий. МР воздействие использовали в 18 операциях у пациентов первой группы, РВ воздействие у 17 пациентов второй группы больных. Электрохирургическое воздействие при

трахеостомии мы применяли для разреза кожи, подкожной клетчатки, фасций, иногда приходилось пересекать перешеек щитовидной железы, после предварительного прошивания, рассекали хрящи трахеи. Использовали электроды игла или нить. При разрезе кожи мы применяли режим воздействия «cut», мощность 30 Вт. Соответственно в таких же параметрах мощности осуществляли рассечение соединительно-тканных образований в виде фасций и связок.

Все операции были выполнены под местной анестезией (рис. 36, 37).



Рис. 36. Трахеостомия PB методом под местной анестезией (этап разреза перешейка щитовидной железы).



Рис. 37. Трахеостомия МР методом под местной анестезией (этап разреза подкожно-жировой клетчатки).

Контроль в до- и послеоперационном периоде у всех больных осуществляли при помощи следующих методов:

В 1-й подгруппе (больные вазомоторным ринитом, 64 пациента) мы применяли:

1. Эндоскопический осмотр.

Использовали эндоскопическую стойку с эндоскопами 0 и 30 градусов фирмы Karl Storz. Осмотр с видеофиксацией проводили до операции и на 1, 3, 7 сутки после. Также проводили эндоскопию полости носа при контрольном исследовании через 1 месяц и 1 год после проведенной операции.

2. Цитологическое исследование.

Цитологические исследования мы проводили на базе лаборатории клинической диагностики отделения патологической анатомии ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского. Исследование проводили путем «брашбиопсии» с поверхности нижней носовой раковины до и на 1, 5, 8 сутки после операции.

3. Передняя активная риноманометрия (ПАРММ).

Для оценки носового дыхания методом ПАРММ мы использовали риноманометр "РС 300" фирмы "ATMOS" (Германия), позволяющий регистрировать давление в одной половине носа, пока пациент дышит через другую (рис. 38). Результаты отображаются на мониторе в полярной системе координат, так чтобы график потока и давления для каждого вдоха и выдоха можно было наблюдать в виде параболической кривой (рис. 39). Изучали суммарный объемный поток (СОП) на цифрах давления 75, 150, 300 Ра. Результаты представляли в международной системе СИ (объемный поток – кубические сантиметры в секунду – см3/сек). Норма СОП для взрослого человека 600-800 см3/сек. В 1984 году Международный комитет по стандартизации риноманометрии определил математическую формулу, согласно которой величина сопротивления носовых структур есть

соотношение градиента давления и объемного потока, получившую широкое распространение при постоянном давлении 150 Па (Державина Л.Л., Козлов В.С., 2003).



Рис. 38. Общий вид риноманометра и маски для проведения ПАРММ фирмы Atmos.

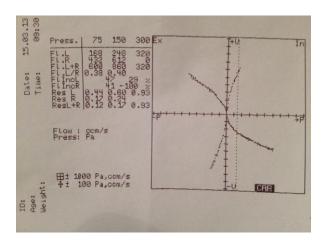


Рис. 39. Риноманометрические данные в цифровом и графическом изображении, получаемые после ПАРММ.

Всем пациентам из MP и PB групп проводили исследование носового дыхания до и после анемизации слизистой оболочки полости носа. После анемизации у всех 64 пациентов с вазомоторным ринитом (первая подгруппа) отмечали уменьшение суммарного объема потока (СОП)

вдыхаемого воздуха, что свидетельствовало о нарушении дыхания вследствие патологии функции нижних носовых раковин.

После проведенной подслизистой редукции нижних носовых раковин пациентам первой подгруппы мы проводили ПАРММ через 10 дней, 1, 6 и 12 месяцев для объективизации эффективности методов МР и РВ воздействий.

4. Исследование мукоцилиарного клиренса при помощи сахаринового теста.

Для изучения транспортной функции слизистой оболочки полости носа проводится исследование цилиарной активности. Метод основан на определении времени перемещения слизи из передних отделов носа в носоглотку с помощью кристаллов сахарина. Пациенту в сидячем положении при комнатной температуре пинцетом помещают кристалл сахарина на передний конец нижней носовой раковины с одной стороны. Измеряют временной промежуток, через который пациент начнет чувствовать сладкий привкус. Нормальные показатели сахаринового теста находятся в пределах 10-15 мин (Грачев Н.С., 2011). В нашем клиническом исследовании на основании изменения времени сахаринового теста можно судить о степени изменения функционирования слизистой оболочки полости носа после МР и РВ-воздействия. Исследование проводили до операции и через 1, 6 и 12 месяцев после операции.

Во 2-й подгруппе (больные хроническим тонзиллитом ТАФ II, 41 человек) в качестве методов объективизации использовали:

1. Данные осмотра – мезофарингоскопии.

При этом оценивали степень воспаления после операции – отек, гиперемию, количество фибрина.

2. Цитологическое исследование.

Цитологические исследования были проведены в тех же условиях, что и у пациентов в 1-ой подгруппе. Исследование проводили путем «брашбиопсии» с поверхности миндаликовой ниши на 1, 5, 8 сутки после операции.

3. Использование визуально-аналоговых шкал для пациента.

С 2001 г. разработаны и внедрены в практику оценки болевого синдрома при помощи так называемых лицевых шкал Wong-Baker Faces Rating Scale (Wong D.L. et al., 2001). На определенные сутки после проведенного хирургического вмешательства пациента просят отметить на шкале баллов тот уровень боли, который он испытывает в соответствии с мимикой человеческого лица (рис. 40).

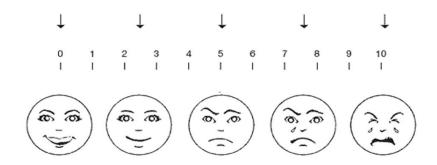


Рис. 40. Лицевая шкала боли по Вонг-Бейкеру (для пациента).

В 3-й подгруппе (больные стенозом гортани, 35 человек) использовали:

1. Цитологическое исследование.

Цитологические исследования были проведены в тех же условиях, что и у пациентов в 1-ой подгруппе. Исследование проводили путем «брашбиопсии» с краев трахеостомического отверстия между швами на 1, 5, 8 сутки после операции.

2. Использование визуально-аналоговых шкал для пациента

Проводили по той же методике, что и во 2-ой подгруппе.

Во всех трех подгруппах до и после операции MP и PB методами проводили лазерную доплеровскую флоуметрию (ЛДФ).

Исследование осуществляли при помощи лазерного диагностического комплекса ЛАКК-М, включающего четыре различных лазера, спектрометр и гибкий выносной оптоволоконный зонд (рис. 41).

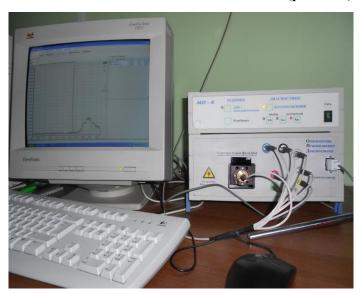


Рис. 41. Внешний вид лазерного диагностического комплекса ЛАКК-М.

При последний ЭТОМ момент исследования устанавливался В поверхности перпендикулярно (вплотную, но без нажима) диагностируемой ткани. Программное обеспечение ЛАКК-М позволяло в автоматическом режиме рассчитывать такие параметры микроциркуляции диагностируемого участка, как параметр микроциркуляции (ПМ), тканевую сатурацию (ТК) и объемное кровенаполнение (ОК).

Метод основан на допплеровском эффекте смещения регистрируемой частоты электромагнитных волн, излучаемых (либо, в нашем случае, рассеиваемых) движущимся объектом. В данном случае рассеивающим движущимся объектом являются эритроциты крови. Спектральный профиль обратно рассеянного сигнала лазера смещается в зависимости от средней групповой скорости эритроцитов относительно детектора, а интенсивность

спектра зависит от количества рассеивающих частиц (при постоянстве остальных оптических параметров ткани). В методе ЛДФ применяется алгоритм усреднения, который позволяет получить средний допплеровский всей совокупности эритроцитов, СДВИГ частоты ПО попадающих зондируемую область. Мощность отраженного излучения складывается из актов отражения излучения на эритроците отдельных каждом следовательно, зависит от их концентрации. На выходе прибора формируется результат флоуметрии — сигнал, амплитуда которого пропорциональна скорости и количеству эритроцитов. Результат флоуметрии условно представляют выражением:

 $\Pi M = K \cdot N \ni p \cdot V c p,$

где: ПМ — показатель микроциркуляции (амплитуда сигнала), К — коэффициент пропорциональности, Nэр — количество эритроцитов, Vcp — средняя скорость эритроцитов в зондируемом объеме.

Объем зондируемой ткани в методе ЛДФ определяется геометрией и оптическими параметрами световодного зонда и, считается, что составляет около 1 мм³ для излучения в красной видимой области спектра. Такой объем ткани может содержать зону, включающую восходящую из глубины дермы артериолу, от которой отходят до пяти ответвлений, множество капилляров и сопутствующую нисходящую венулу c девятью сходящими посткапиллярными венулами (Braverman I.M., 1990). В этом объеме эритроциты могут двигаться с разными линейными скоростями: от 0,32 до 3,87 мм/с (Фолков Б. и Нил Э., 1976), а их число - достигать несколько десятков тысяч. Однако, калибровка получаемого сигнала до сих по остаётся нерешённой задачей и ПМ выражают в условных перфузионных единицах либо в процентах.

В режиме ЛДФ, одновременно с показателем перфузии, прибор ЛАКК-М позволяет определять среднее значение ТС. Функциональная сатурация оксигемоглобина в крови определяется методом оптической тканевой оксиметрии, который основан на абсорбционной спектроскопии для оценки

среднего относительного насыщения кислородом крови микроциркулярного русла биоткани. Оценка основана на разнице оптических свойств оксигенированного и дезоксигенированного гемоглобина, содержащихся в тестируемом объеме крови ткани. Окисленный (связанный с кислородом) гемоглобин имеет иной профиль поглощения, чем восстановленный - и доля окисленного гемоглобина в крови монотонно связана с интенсивностью излучения. Таким образом, ПО интенсивности обратно поглощения рассеиваемого сигнала на характеристических частотах в предположении некоторого условного постоянства концентрации гемоглобина в крови и всех прочих оптических параметров ткани возможно рассчитать относительную долю окисленного и восстановленного гемоглобина, т.е. показатель ТС.

Для оценки объемного кровенаполнения методом оптической тканевой оксиметрии в ЛДФ-режиме ЛАКК-М рассчитывает также показатель ОК, что соответствует относительному объему всех фракций гемоглобина в тестируемом объеме ткани.

Процесс снятия данных для оценки среднего состояния тканевого кровотока может длиться от нескольких секунд до часов, но с учётом высокой чувствительности слизистых, особенно в постоперационном периоде, нами было выбрано значение временного интервала 15 секунд. Получаемые средние по этому времени данные ПМ, ТС и ОК выражаются в условных процентах единой шкалы спектрометра. Погрешность (стандартное отклонение) получаемых данных составляла 10-20%.

Исследование проводили совместно с сотрудниками лаборатории медико-физических исследований ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского.

Для сопоставления результатов, полученных на пациентах клинических групп, была набрана контрольная группа из 30 здоровых добровольцев возраста 20-30 лет (с целью объективной диагностики дооперационного состояния тканей).

Целью исследования было выявление различий между здоровыми и патологическими участками тканей после MP и PB методов воздействия.

Для достижения цели были проведены:

- 1. Набор данных, полученных в режиме ЛДФ, характеризующих перфузию и оксигенацию исследуемых областей в контрольной группе.
- 2. Выявление различий между условно здоровыми участками тканей и патологически изменёнными (послеоперационными).

В контрольной группе исследованиям были подвергнуты участки слизистой оболочки нижних носовых раковин, передних нёбных дужек и кожи шеи в проекции верхнего отдела трахеи.

Результаты исследования контрольной группы представлены в таблице №17.

 Таблица 17.

 Результаты исследования в ЛДФ-режиме для нормальных тканей.

	ПМ	TC	ОК
Слизистая			
нижних носовых			
раковин	47 ± 10	74 ± 6	20 ± 4
Передняя небная			
дужка	35 ± 9	76 ± 8	19 ± 4
Кожа шеи в			
проекции			
верхнего отдела			
трахеи	6 ± 2	64 ± 13	11 ± 4

2.1.1. Статистический анализ полученных данных.

Статистическая обработка данных выполнена на индивидуальном компьютере с помощью электронных таблиц «Microsoft Excel», и пакета прикладных программ «Statistica for Windows» v. 7.0, StatSoft Inc. (США). Все

полученные количественные данные обработаны методом вариационной статистики. Для каждого количественного параметра были определены: среднее значение, среднеквадратическое отклонение, ошибка среднего, медиана, 95% доверительный интервал. Для качественных данных определяли показатели частоты (%).

Перед проведением сравнительного анализа количественных данных в исследуемых группах определяли вид распределения данных (тест Колмогорова-Смирнова). При нормальном виде распределения данных для различий в группах применялись параметрической методы (критерий Стьюдента). статистики При отсутствии нормального распределения данных применялись методы непараметрической статистики – Манна-Уитни ДЛЯ сравнения данных в группах. Показатели, изменяющиеся в динамике, оценивались с помощью парного критерия Вилкоксона.

Для сравнения дихотомических данных и установления достоверных различий между ними использовали метод χ^2 , для вычисления, которого прибегали к построению таблицы « $2x^2$ » и « $3x^2$ », а также точный критерий Фишера для небольших выборок.

Статистически значимыми считались различия при p<0,05 (95%-й уровень значимости) и при p<0,01 (99%-й уровень значимости).

Связь между изучаемыми количественными показателями оценивалась по результатам корреляционного анализа с вычислением коэффициента корреляции Пирсона ® или Спирмена ® и последующим установлением его значимости по критерию t. Показатель корреляции менее 0,3 считали не значимым, если коэффициент был в интервале, от 0,3 до 0,7 – средней, от 0,6 и более – сильной.

3.2. Результаты исследования действия электрохирургии молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазона в клинической практике.

3.2.1. Результаты исследования действия электрохирургии молекулярно-резонансного и радиоволнового диапазона у больных вазомоторным ринитом, хроническим тонзиллитом ТАФ II и стенозом гортани.

В рамках клинического исследования мы применили различные виды электрохирургического воздействия во время операций у 140 больных. Все больные были разделены на 2 группы методом случайных чисел, каждая из которых была разделена на 3 подгруппы. В число пациентов вошли все возрастные группы, независимо от пола. В первой группе, куда вошли 70 пациентов применяли метод молекулярно-резонансной хирургии. Радиоволновую хирургию использовали во второй группе (также 70 пациентов). В первой подгруппе каждой группы больным проводили подслизистую редукцию нижних носовых раковин (64 человека), во второй - тонзиллэктомию (41) и в третей – трахеостомию (35 человек).

В послеоперационном периоде у всех больных мы оценивали течение раневого процесса, выраженность тканевой реакции, сроки заживления ран, состоятельность швов, сроки снятия швов, осложнения. Сравнивали данные параметры в зависимости от вида воздействия, уровня мощности. Нами были установлены минимальные уровни мощности необходимые для разреза различных тканей у каждого аппарата в зависимости от режима (таблица №9).

Нами выполнено 140 операций с применением электрохирургических аппаратов. Из этого числа по 70 операций проводили с использованием и молекулярно-резонансного и радиоволнового методов воздействия. Операции были проведены в полости носа, полости рта и на трахеи. Кроме

того, группа исследуемых пациентов была разнородной. Мы оперировали больных разных возрастов. Тем не менее, нам удалось выявить некоторые особенности воздействия радиочастотных электроволн на ткани человеческого организма и течения раневого процесса после таких вмешательств.

<u>Результаты исследования в 1-й подгруппе (подслизистая редукция</u> нижней носовой раковины):

1. Результаты эндоскопического осмотра.

После объемной редукции нижней носовой раковины в первой группе (МРвоздействие) мы отмечали у 11 больных из 31 (35,5 %) обильное образование корок в полости носа на 1-5-е сутки после операции (рис. 42). Уменьшение отека послеоперационной области наблюдали на 5-10 сутки после операции.



Рис. 42. Эндофотография полости носа после редукции ткани нижней носовой раковины МР-методом, 1-е сутки после операции.

У больных после РВ-воздействия образование корок в раннем послеоперационном периоде наблюдали у 2-х из 33 больных (6%), в остальных случаях отек, гиперемия ткани на 1-5-е сутки после операции были минимальными (рис. 43).



Рис. 43. Эндофотография полости носа после редукции ткани нижней носовой раковины РВ-методом, 1-е сутки после операции.

2. Результаты цитологического исследования.

У больных вазомоторным ринитом в обеих группах дегенеративновоспалительную фазу цитологической картины наблюдали на 2-3-е сутки в 83% случаев, т.е. временного расхождения не было. Однако, при анализе цитологической картины в послеоперационном периоде, в случае применения РВ-метода, также как и в ходе эксперимента, в 84% случаев было выявлено меньшее содержание нейтрофилов на 5-6-е сутки после операции в сравнении с MP-воздействием (р<0.05) (табл. №18). Это свидетельствует об отсутствии вторичного инфицирования раны и более раннему заживлению при использовании радиоволнового метода. после операции Данные цитологического анализа коррелирует эндоскопической картиной эндофотографий.

Таблица № 18.

Изменения содержания нейтрофилов в ране в зависимости от метода хирургического воздействия и сроков послеоперационного наблюдения.

	МР-метод	РВ-метод	p
Метод			(критерий Манна-
			Уитни)
Сутки после			
операции			
1	32,1±3,4%	31,3±2,9%	p>0,05
5	13,2±2,8%**	10,1±2,7%*	p>0,05
8	36,0±2,4%	5,2±0,4%**	p<0,001

^{*}p<0,05 и **p<0,01 статистически значимые изменения по сравнению с 1-ми сутками (парный критерий Вилкоксона).

Мы получили достоверное уменьшение концентрации нейтрофилов при РВ-методе по сравнению с первыми сутками после операции как к 5-ым (p<0,05), так и к 8-ым суткам (p<0,01).

При MP-методе концентрация нейтрофилов на 5 сутки также достоверно уменьшилась, однако на 8 сутки достигла исходного уровня (p>0,05).

Таким образом, мы выявили существенные различия между методами по концентрации нейтрофилов на 8-е сутки после операции (p<0,05).

3. Результаты передней активной риноманометрии (ПАРМ).

В обеих группах пациентов мы проводили ПАРММ до, через 10 дней, 1, 6 и 12 мес. после редукции нижней носовой раковины. В первой группе у 28 из 31 пациентов (90,3%) мы наблюдали увеличение суммарного потока вдыхаемого воздуха в 1.5-2 раза через 1 год после проведенной операции, что достоверно свидетельствовало об эффективности данной методики в лечении

вазомоторного ринита (рис. 43). Однако, во второй группе пациентов у 25 из 33 пациентов (76%) увеличение вышеуказанного показателя обнаружено в 2-4 раза (рис. 44), что свидетельствовало о преимуществе РВ-метода (р<0,05) (см. таблицу 19).

Таблица 19. Изменение показателей суммарного объемного потока (СОП) воздуха в зависимости от срока послеоперационного периода и метода электрохирургии у пациентов после редукции нижних носовых раковин.

	1 группа	2 группа	Достоверность
Метод	МР-метод	РВ-метод	(критерий Манна-
Сроки после			Уитни)
операции			<i>(</i>)
До операции	227,6±10,8	234,3±11,1	p>0,05
	(160-300)	(170-310)	
10 сутки после	328,3±12,4*	417,6±9,8**	p<0,05
операции	(270-420)	(350-480)	
1 мес.	387,4±9,7**	527,6±9,5**	p<0,001
	(330-460)	(490-550)	
6 мес.	448,1±12, 8**	612,5±11,0**	p<0,001
	(350-510)	(550-670)	
12 мес.	507,6±11,6**	763,9±12,3**	p<0,001
	(430-600)	(680-810)	

^{*}p<0,05 **p<0,01 статистически значимые изменения по сравнению с показателями до операции (парный критерий Вилкоксона).

До проведения редукции нижних носовых раковин различий между группами не обнаружено (p>0,05).

Таким образом, после радиоволнового метода воздействия СОП вдыхаемого воздуха увеличивался в среднем в 3 раза через 1 год после операции, а после молекулярно-резонансного воздействия при прочих равных условиях увеличение происходило в 1,5 раза (p<0,001).

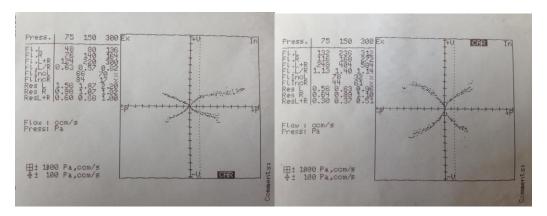


Рис. 45. ПАРММ до (слева) и через 6 мес (справа) после проведения редукции нижней носовой раковины МР-методом.

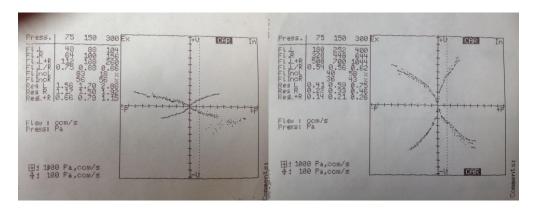


Рис. 46. ПАРММ до (слева) и через 6 мес (справа) после проведения редукции нижней носовой раковины РВ-методом.

4. Результаты исследования мукоцилиарного транспорта.

Длительность сахаринового теста до вмешательства в обеих группах больных составила в среднем 24-25 мин. Результаты теста после операции были сопоставимы, т.е. длительность сахаринового теста у 25 больных в обеих группах (81 и 76% соответственно) через 1 мес. после редукции нижней носовой раковины уменьшилась и составляла 19-21 мин, что свидетельствовало не только о сохранности функции реснитчатого эпителия полости носа, но и повышении эффективности мукоцилиарного транспорта, а безопасности эффективности следовательно 0 И обоих (p>0.05). воздействия Через электрохирургического мес. после проведенного вмешательства в 1 группе больных среднее время составило 18 мин, а во второй – 12 мин.

При повторном исследовании через 1 год после операции в 80% случаев в обеих группах результаты были сопоставимы с данными, полученными через 6 мес., что свидетельствует в пользу стойкого эффекта от проведенной подслизистой редукции нижних носовых раковин.

Следовательно, РВ воздействие достоверно эффективнее влияет на мукоцилиарный транспорт и функционирование реснитчатого эпителия слизистой оболочки полости носа.

Таблица 20. Изменение показателей мукоцилиарного транспорта в зависимости от сроков послеоперационного наблюдения и метода хирургического вмешательства.

Метод	1 группа	2 группа	% больных	Достоверность
Сроки операции наблюдения	МР метод	РВ метод		
Исходные	25,1±2,4 мин	24,3±2,8 мин	100%	p>0,05
значения				
1 мес.	21,2 ±2,2*	19,2±1,9 мин	76-81%	p<0.02
	МИН			
6 мес.	18,0±1,3**	12,3	88%	p<0.02
	МИН	±1,7**мин		
12 мес.	18,1 ±1,6	12,0 ±1,3**	80%	p<0.02
	**мин	мин		

^{*}p<0,05 **p<0,01 статистически значимые изменения по сравнению с показателями до операции (парный критерий Вилкоксона).

5. Результаты ЛДФ послеоперационного состояния слизистой оболочки нижних носовых раковин.

Все данные усреднялись по набранным группам и в результате были получены следующие значения параметров (табл. №21).

Таблица 21. Изменения значений параметров ЛДФ ткани нижних носовых раковин в зависимости от метода операции.

Параметры	ПМ	TC	ОК
Метод			
операции			
1 группа			
МР метод	40 ± 10	70 ± 19	20 ± 7
2 группа			
РВ метод	47 ± 8	70 ± 15	27 ± 5
Контрольная			
группа	47 ± 10	74 ± 6	20 ± 4

Таким образом, видно, что показатели ПМ, ТС и ОК в группе пациентов после РВ воздействия несколько ближе к норме, чем в группе пациентов после воздействия МР метода.

<u>Результаты исследования во 2-й подгруппе</u> (больные декомпенсированным хроническим тонзиллитом):

1. Результаты мезофарингоскопии.

После тонзиллэктомии в первой группе (MP-воздействие) мы отмечали у 8 больных из 21 (38%) явления стойкой гиперемии и образование более грубой рубцовой ткани через 1 мес. после операции (рис. 47).



Рис. 47. Фото полости рта после тонзиллэктомии МР-методом, 1 мес. после операции.

В 2-ой отношении группы пациентов схожую картину послеоперационном периоде наблюдали у 4-х больных (20%), в остальных случаях отек, гиперемия ткани уже на 10-е сутки после операции были минимальными (рис. 48). Через 1 мес. после операции в 90% случаев макроскопически послеоперационная область имела бледно-розовый оттенок, не отмечали явно выраженное грубое рубцевание тонзиллярных ниш.



Рис. 48. Фото полости рта после тонзиллэктомии РВ-методом, 1 мес. после операции.

2. Результаты цитологического исследования.

В ходе цитологического анализа нейтрофильной картины в

послеоперационном периоде, в случае применения РВ-метода, также как и в ходе подслизистой редукции нижних носовых раковин, в 81% случаев была выявлена достоверная разница (р<0.05) в большем содержании нейтрофилов на 1-2-е сутки и в меньшем содержании на 5-6-е сутки после операции (табл. №23). Это свидетельствует о повышенной способности к клеточной регенерации после операции при использовании радиоволнового метода. Данные цитологического анализа также могут косвенно объяснять результаты эндофотографий.

Таблица 23. Изменение количества нейтрофилов в ране в зависимости от метода операции и времени послеоперационного периода.

Метод	МР-метод	РВ-метод	р
операции			(критерий Манна-
Сутки после операции			Уитни)
1	33,2±3,1%	36,0±2,7%	p>0,05
5	41,5±2,7%*	19,3±1,8%*	p<0,01
8	31,4±2,5%	6,0±0,9%**	p<0,001

^{*}p<0,05 и **p<0,01 статистически значимые изменения по сравнению с 1-ми сутками (парный критерий Вилкоксона).

Мы получили достоверные уменьшение концентрации нейтрофилов при РВ-методе как к 5-ым (p<0,05), так и к 8-ым суткам (p<0,01) по сравнению с первыми сутками после операции.

При MP-методе концентрация нейтрофилов на 5 сутки увеличилась (p<0,05), а на 8 сутки снизилась и существенно не отличалась от первых суток (p>0,05).

Таким образом, мы выявили существенные различия между методами по концентрации нейтрофилов в 5-8 сутки после операции (p<0,05).

3. Результаты использования визуально-аналоговых шкал для врача и пациента.

Исходя из результатов шкал лицевой боли по Вонг-Бейкеру после радиоволновой (2 группа пациентов) тонзиллэктомии 17 пациентов из 20 (в 85% случаев) на 1-2 сутки оценивали свое состояние в диапазоне 3-5 баллов, в то время как после МР-метода воздействия, диапазон оценки смещался в худшую сторону до 7-9 баллов в те же сроки после операции в 76,2% случаев (у 16 пациентов из 21).

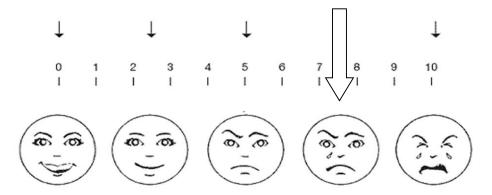


Рис. 49. Лицевая шкала боли по Вонг-Бейкеру. Степень болевого синдрома на 1-2 сутки после операции тонзиллэктомии МР-методом (1 группа).

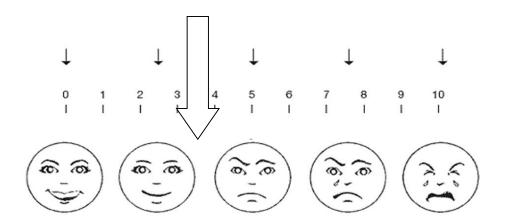


Рис. 50. Лицевая шкала боли по Вонг-Бейкеру. Степень болевого синдрома на 1-2 сутки после операции РВ-методом (2 группа пациентов).

Степень болевого синдрома на 1-2 сутки после операции в среднем была значительно ниже во 2 группе (p<0,05).

4. Результаты лазерной доплеровской флуометрии в оценке послеоперационного состояния передних небных дужек.

Все данные ЛДФ усреднялись по набранным группам и в результате были получены следующие значения параметров микроциркуляции (ПМ), тканевой сутурации (ТС) и объемного кровенаполнения (ОК).

Таблица 24. Изменения значений параметров ЛДФ ткани нижних носовых раковин в зависимости от метода операции.

Параметры	ПМ	TC	ОК
Метод			
операции			
1 группа			
МР метод	23 ± 4	79 ± 7	16 ± 8
2 группа			
РВ метод	37 ± 9	75 ± 2	15 ± 2
Контрольная			
группа	35 ± 9	76 ± 8	19 ± 4

Таким образом, видно, что показатели микроциркуляторного кровотока для нёбных дужек в группе пациентов после PB-хирургии ближе к норме, чем в группе пациентов после воздействия MP-скальпеля.

Результаты исследования в 3-й подгруппе (трахеостомия):

1. Результаты цитологического исследования.

О процессе регенерации можно судить по количеству фибробластов в ране. Повышение количества фибробластов свидетельствует об ускорении процесса заживления тканей. В ходе цитологического анализа посттрахеостомических ран, в случае применения РВ-метода, на 5 и 8-е сутки

процентное содержание фибробластов составляло 6 и 24% соответственно, в то время как 3 и 9.5% фибробластов в аналогичные сроки наблюдали после использования MP-метода (табл. №25). Это свидетельствует о более высокой степени регенерации тканей после трахеостомии радиоволновым методом.

Таблица 25. Изменение содержания фибробластов в послеоперационной ране в зависимости от сроков и метода трахеостомии.

Метод	1 группа	2 группа	p	
	МР-метод	РВ-метод	(критерий Манна-	
Сутки			Уитни)	
1	-	-	p>0,05	
5	3,1±0,2%*	6,1±0,9%*	p<0,05	
8	9,5±1,3%*	24,0±2,6%**	p<0,01	

^{*}p<0,05 и **p<0,01 статистически значимые изменения по сравнению с 1-ми сутками (парный критерий Вилкоксона).

Мы получили достоверные изменения концентрации фибробластов при PB-методе и MP-методе как к 5-ым (p<0,05), так и к 8-ым суткам (p<0,001) по сравнению с первыми сутками после операции. Однако при MP-методе концентрация фибробластов на 5 и 8 сутки была значительно ниже по сравнению с PB-методом (p<0,05 и p<0,01 соответственно).

Таким образом, мы выявили существенные различия в течении раневого процесса после трахеостомии изучаемыми методами электрохирургии по концентрации фибробластов в ране на 5 и 8 сутки после операции (p<0,05).

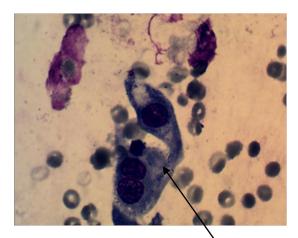


Рис. 51. Цитологическая картина в ране на 6-8 сутки после после РВ-воздействия (фибробласт, митоз).

2. Результаты использования визуально-аналоговых шкал для врача и пациента.

Исходя из результатов шкал лицевой боли по Вонг-Бейкеру после радиоволновой (2 группа пациентов) трахеостомии 15 пациентов из 18 (в 83% случаев) на 1-2 сутки оценивали свое состояние в диапазоне цифр 3-5, в то время как после МР-метода воздействия, диапазон оценки смещался в сторону 6-8 на те же сроки после операции в 76% случаев (у 13 пациентов из 17).

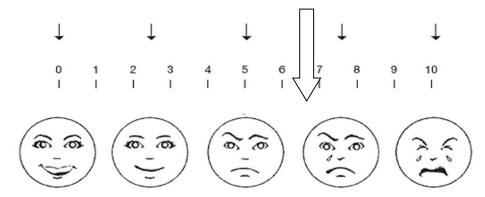


Рис. 52. Лицевая шкала боли по Вонг-Бейкеру. Степень болевого синдрома на 1-2 сутки после операции (1 группа).

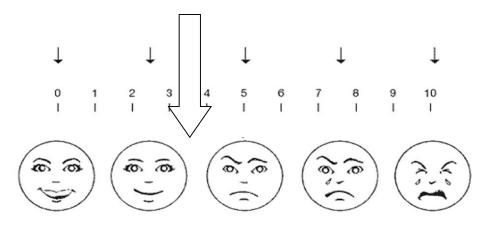


Рис. 53. Лицевая шкала боли по Вонг-Бейкеру. Степень болевого синдрома на 1-2 сутки после операции (2 группа пациентов).

Таким образом степень болевого синдрома на 1-2 сутки после операции была в среднем ниже у пациентов 2 группы (p<0,05).

3. Результаты лазерной доплеровской флуометрии (ЛДФ) в оценке послеоперационного состояния кожи шеи в проекции верхнего отдела трахеи после трахеостомии.

Все данные ЛДФ усреднялись по набранным группам и в результате были получены следующие значения параметров микроциркуляции (ПМ), тканевой сутурации (ТС) и объемного кровенаполнения (ОК).

Таблица 26. Изменения значений параметров ЛДФ кожи шеи в проекции верхнего отдела трахеи в зависимости от метода операции.

Параметры Метод операции	ПМ	TC	ОК
1 группа МР метод	9 ± 7	69 ± 9	12 ± 1
2 группа РВ метод	5 ± 2	46 ± 10	7 ± 4

Контрольная			
группа	6 ± 2	64 ± 13	11 ± 4

Таким образом, видно, что показатели микроциркуляторного кровотока для кожи в проекции трахеи в группе пациентов после PB-хирургии ближе к норме, чем в группе пациентов после воздействия MP-скальпеля.

Критерием заживления мы также считали состоятельность швов, отсутствие расхождения краев раны, отсутствие воспалительной реакции в виде гиперемии, отделяемого из раны, некротических масс и фибринозных налетов. При работе MP-методом расхождение швов мы наблюдали у 2-х пациентов, что составляло 11% от числа операций (трахеостомия), средний срок заживления ран, нанесенных MP электрохирургическим методом, составил 8,69±0,37 суток. При работе PB методом расхождение швов мы наблюдали у 1-го пациента (6% от числа операций). Средний срок заживления ран, нанесенных PB-воздействием, составил 7,17+0,25 суток, что значительно меньше показателя 1 группы (p<0,05).

Мы наблюдали за течением раневого процесса после хирургических применением радиоволновой электрохирургической вмешательств c аппаратуры. Раны кожи, нанесенные РВ-методом обычно заживали без выраженных воспалительных явлений. Отек окружающих тканей мы практически не наблюдали. Гиперемия краев раны исчезала на вторые или третьи сутки после операции. К 5-6 суткам края раны соединялись. Экссудативных явлений в ране мы также не наблюдали. В одном случае, при электрохирургическом разрезе кожи при трахеостомии, мы вынуждены были выбрать большую мощность электроволны, что было необходимо, в связи с крайне-выраженной степенью ожирения у пациента. В ране на следующие сутки образовался темно-коричневый струп толщиной около 2,5 мм. Гиперемия кожи вокруг разреза сохранялась около 5 суток. Мы отмечали небольшую отечность около 3-х суток. Кроме того, в ране имелись явления экссудации. На 6-7 сутки происходило расхождение краев раны. Заживление такой раны наступило только на 11-е сутки вторичным натяжением.

Подводя итог исследования действия электрохирургии молекулярнорезонансного и радиоволнового диапазонов у больных вазомоторным ринитом, хроническим тонзиллитом ТАФ II и стенозом гортани, необходимо отметить, что с уменьшением мощности сокращались сроки заживления ран, уменьшались осложнения в послеоперационном периоде. Из этого мы сделали вывод, что использование радиочастотного метода воздействия в клинической практике предпочтительнее, чем молекулярно-резонансного.

По нашему мнению, разрез слизистой оболочки требует максимально щадящего воздействия, то есть минимального напряжения и минимального коагуляционного эффекта. При молекулярно-резонансном воздействии желательно выбирать режим «резания» и мощность 35-40 Вт, при радиоволновом – оптимальна мощность в 18-25 Вт. При нанесении разреза электроволной с такими параметрами края раны несколько белеют, кровотечения нет. Заживление в течении 7 дней первичным натяжением, с небольшим фибринозным налетом. При увеличении мощности воздействия зона коагуляции увеличивается, при еще большем повышении края раны начинают обугливаться. В послеоперационном периоде наблюдается выраженная воспалительная реакция, в виде гиперемии и образовании выраженного фибринозного налета. Заживление в таком случае наступает через 9-10 дней.

Гемостатический эффект электрохирургического воздействия зависит от мощности и от формы волны. Но при этом повышение мощности приводит к увеличению образования некротических масс, что нежелательно для течения раневого процесса. При разрезе электроволной по краям разреза образуется коагуляционная пленка, которая предотвращает кровотечение из мелких сосудов, капилляров, венул и артериол. Такая коагуляционная пленка

не может остановить кровотечение из сосудов более чем 2 мм в диаметре. В таких случаях приходится коагулировать сосуды двумя способами. Либо воздействовать на кровоточащую область электродом с большой площадью и при этом подавать высокую мощность до 60 Вт, либо коагулировать сосуд на зажиме.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Электрохирургия — это метод хирургического воздействия высокочастотным током на ткань тела пациента с целью ее рассечения или коагуляции. Электрохирургия как метод физического воздействия на ткани человеческого организма известен с XIX века (С.Я.Долецкий, Р.П.Драбкин, А.И.Ленюшкин, 1980). Электроволна характеризуется целым рядом параметров, такими как мощность, частота, форма. Электроволны могут быть непрерывными и импульсными.

Электрохирургия радиоволнового диапазона (до 4 МГц) появилась в арсенале хирурга лишь в конце XX века. Благодаря своим положительным свойствам, таким как коагуляция, возможность нанесения небольших и точных воздействий, получила в последнее время широкое распространение, как во всей хирургии, так и в оториноларингологии в частности.

Кроме того, электрохирургическое воздействие кроме положительных качеств обладает и негативными. Сюда можно отнести выраженное повреждение окружающих тканей при нанесении раны электроволной, что в свою очередь может привести к нежелательному течению раневого процесса. Уровень повреждения окружающих тканей зависит от параметров воздействия электрохирургии радиоволнового диапазона и от состава самих тканей (W.L.Mannes с соавт., 1978).

Раневой процесс после воздействия обычной или радиочастотной электроволной может протекать с осложнениями. В первую очередь, следует опасаться некроза окружающих тканей в результате их ожога (Е.Г.Дмитреев, И.В.Федоров, 1994). Для радиочастотной электрохирургии были разработаны

рекомендации по предупреждению возникновения осложнений (Наседкин А.Н., Фетисов И.С., 2004 г.).

В последнее десятилетие появился новый термин молекулярноподразумевает собой резонансная хирургия, что ПОД использование электрического тока с частотой 4-16 МГц. Однако до настоящего времени мире незначительное имеется ДОВОЛЬНО количество литературных метод молекулярно-резонансной хирургии. источников, описывающих Экспериментально-клинического обоснования молекулярно-резонансного воздействия на ткани верхнего отдела дыхательных путей животных и человека, а также изучения особенностей течения раневого процесса после этого воздействия не проводилось. Кроме того, в работах, выполненных за рубежом, проводились исследования МР воздействия на ткани полости носа и полости рта, анализ различий между МР хирургией и традиционной электрохирургией, но конкретно экспериментально-клинического сравнения радиоволновой и молекулярно-резонансной хирургии выполнено не было.

Учитывая вышесказанное, представлялось целесообразным провести тщательное изучение методов воздействия и процессов заживления ран, нанесенных электроволнами радиоволнового и молекулярно-резонансного диапазонов. До настоящего времени четких рекомендаций по выбору параметров электрохирургии молекулярно-резонансного диапазона не разработано.

Для решения поставленных задач был проведен целый ряд экспериментов на секционном материале и на лабораторных кроликах, а затем полученные данные были апробированы в клинической практике.

В экспериментальной и клинической части исследования мы использовали два электрохирургических метода. Они отличаются друг от друга различными параметрами генерируемых электроволн. РВ-метод генерирует электроволну с частотой 4 МГц, МР – частоту 4-16 МГц.

На первом этапе своего исследования мы изучали особенности воздействия молекулярно-резонансных и радиочастотных электроволн с

различными параметрами (частота, мощность) на разнотипные ткани (кожа, жировая ткань, мышечная ткань). Нам приходилось изучать различные эффекты воздействия электрохирургических методов на биоткани (размер коагуляции окружающих разрез ткани, обугливание вокруг разреза, искрение при резке).

Исследования воздействия на разные типы секционных тканей (кожа, жировая ткань, мышечная ткань) электроволн генерируемых различными электрохирургическими аппаратами выявили целый ряд закономерностей. Уменьшение частоты электроволны требует уменьшения уровня мощности для достижения электрохирургических эффектов. С уменьшением мощности повреждающее действие электроволны снижается ее Модулированные волны МР метода электрохирургии требуют большего уровня мощности для достижения электрохирургических эффектов, по немодулированной волной. Кроме того, модулированные сравнению с электроволны оказывают большее повреждающее воздействия на биоткани, в отличие от выпрямленных немодулированных волн. Также мы смогли увеличение сделать предположение, ЧТО частоты электроволны электрохирургического снижает эффект радиоволновом диапазоне Ha воздействия. секционном материале МЫ СМОГЛИ установить ориентировочные значения мощности электроволны генерируемой разными аппаратами для рассечения и коагуляции различных видов ткани (кожа, жировая ткань, мышечная ткань).

На втором этапе своего исследования мы изучали процесс заживления ран спин кроликов, нанесенных радиочастотными электроволнами с различными параметрами (частота, мощность). В эксперименте было задействовано 10 лабораторных кроликов, самцов, весом от 3.5 до 4.0 кг. Животных вводили в сон (доза золетила и рометара из расчета 0.1 мл/кг веса тела). Производили эпиляцию спинок, после этого на коже спинок кроликов наносили по 3 раны в 2 ряда длинной 1.5 см. Решено было наносить раны только монополярными элекродами (игла) в режиме разреза, с общей

оптимальной мощностью для разреза кожи для обоих аппаратов. Таким образом, в 1-м ряду действие проводилось МР методом (в монополярном режиме, резание, 40 Вт), во 2-м — РВ методом (в монополярном режиме, резание, 40 Вт). С целью удобства и получения достоверных результатов опыт проводился в три этапа. В первом этапе участвовало 2 кролика, во втором и третьем — по 4 кролика, которые были поделены на 4 группы, в каждой группе по 1 кролику. В 1-й группе контроль заживления осуществляли на 1-е сутки, во 2-й группе — на 3-е сутки, в 3-й — на 5-е сутки, а в 4-й — на 8-е. Кролики не забивались, а также вводились в сон. Сначала мы фиксировали макроскопическую картину ран, а затем проводили забор материала для гистологического изучения. Для окрашивания применяли реактивы: фиксатор раствор эозин-метиленового синего по Май-Грюнвальду, краситель Романовского-Гимзы. В препаратах анализировался клеточный состав при световой микроскопии (микроскоп «Місгоз МС 200» х 100, х 1000).

На 5-е сутки раны нанесенные электроволной с частотой 4 МГц, мощностью 40 Вт имели следующую картину. Раневая щель была очень узкой, с наружной стороны она закрыта регенерировавшим эпидермисом. Воспалительная реакция в ткани вокруг щели выражена значительно слабее, по сравнению с ранами, нанесенными МР-методом, с частотой 4-16 МГц. На 7-е сутки раневой дефект был полностью эпителизирован, эпителий хорошо дифференцирован, но его пласт несколько толще и роговой слой отсутствует. Как и в контроле, раневая щель отсутствует, на её месте виден рубец. Грануляционная ткань отсутствует, воспалительная инфильтрация также практически исчезает, остаётся лишь незначительное количество макрофагов и лимфоцитов. По сравнению с результатами МР метода хирургии, рубец более тонкий и малозаметный. Более выраженная воспалительная реакция, по сравнению с радиоволновым методом, наблюдали в ранах после воздействия электроволной с параметром частоты 4-16 МГц. Процесс

заживления ран, нанесенных электроволнами с большей частотой затягивался.

На основании полученных данных мы смогли сделать выводы о влиянии радиочастотной электрохирургии с различными параметрами электроволны на раневой процесс. Так мы пришли к выводу, что высокочастотный импульсный радиоволновой электроток наносит наименьшее повреждение тканям животного. Рана после такого воздействия заживает в кратчайшие сроки с оптимальным косметическим эффектом. Сроки заживления такой раны меньше, чем после вмешательства МРметодом. Немодулированные, непрерывные электроволны независимо от частоты, наносят меньшее повреждение окружающим разрез тканям. А большой объем некротических масс, возникающих в результате воздействия электроволн до 16 МГц, приводит к затягиванию репаративных процессов. Кроме того, на заживление ран влияет мощность радиочастотной электроволны. С увеличением мощности электротока повышается мощность воздействия, и как следствие этого увеличивается повреждающий эффект воздействия.

Экспериментальное изучение особенностей воздействия радиочастотной электрохирургии с различными параметрами (частота, модуляция, мощность) позволило нам применить новые методы воздействия в клинической практике. Электрохирургические аппараты мы применяли при всевозможных операциях на ЛОР-органах. Детальному исследованию подвергались 140 пациентов, которым были выполнены редукция ткани нижних носовых раковин, тонзиллэктомия, трахеостомия.

Мы провели сравнительную оценку двух электрохирургических методов. Нами было показано, что применение радиоволнового метода (частота электроволны 4 МГц) предпочтительнее, чем молекулярнорезонансного (частота электроволны 4-16 МГц).

Раны кожи нанесенные при помощи MP метода заживали дольше на 2-4 суток, в отличие от ран, нанесенных электрохирургическим методом PB диапазона.

Мы считаем, что резание кожи требует наиболее щадящего режима воздействия, с наименьшим ожогом окружающих тканей. Экспериментальные исследования и клиническое применение показало, что наилучшее заживление достигается при использовании РВ метода с мощностью 15-25 Вт. При разрезе МР методом необходимо выбирать режим «резание» и мощность 40 Вт. С такими параметрами заживление происходит в течении 7-10 суток в зависимости от размера и места разреза. При увеличении мощности электроволны края раны обугливаются, что в последствии может привести к осложнениям, увеличению сроков заживления до 12 суток.

Разрез подкожной клетчатки, на наш взгляд, не требует такого тщательного подхода в выборе мощности, как у кожи. Для разреза ткани желательно выбрать мощность 30-45 Вт при РВ методе, при МР – режим «резание и коагуляция», мощность 40-60 Вт. Если подкожная клетчатка содержит повышенное содержание жировой ткани то требуется увеличение мощности воздействия. Такие параметры позволяют уверено рассекать ткани и при этом иметь наименьшую кровоточивость.

Резание мышечной ткани, на наш взгляд, требует небольшой мощности воздействия, но максимального коагуляционного эффекта, поскольку мышечная ткань хорошо кровоснабжается. При использовании МР метода желательно выбирать режим «резания и коагуляции» и мощность 45-60 Вт, при РВ — оптимальна мощность в 25-35 Вт. При таких параметрах воздействия мышечная ткань рассекается легко, края раны несколько темнеют, мышечная ткань сокращается, однако полностью избежать кровоточивости не удается. Чаще всего это происходит в случае попадания электрода в сосуды от 2 мм в диаметре, которые аппарат не успевает коагулировать. Если увеличивать мощность электроволны, то края раны

приобретают цвет вареного мяса, а при дальнейшем увеличении начинают обугливаться, что приводит к образованию большого количества некротических масс, которые в послеоперационном периоде отторгаются. Такой процесс может привести к затягиванию сроков заживления и к появлению осложнений, в первую очередь нагноению.

Использование нами электрохирургических приборов показало, что в режиме «резание» (немодулированная волна) рассечение тканей происходит с наименьшей коагуляцией и повреждением окружающих тканей, по воздействием «резание сравнению В режимах И коагуляция» (слабомодулированная волна) И «коагуляция» (сильномодулированная рассечения немодулированной тканей радиочастотной электроволной требуется меньшая мощность, чем для модулированных электроволн. Более того, при использовании РВ метода электрохирургии требуется заведомо меньшая мощность, нежели при использовании МР метода. Нами отмечено, что в режиме «резание» (немодулированная волна) гемостатический эффект выражен слабее, чем в других режимах. Такой эффект мы связываем со свойствами немодулированной радиочастотной электроволны воздействовать направленно И слабо рассеиваться окружающих тканях. Для модулированных электроволн характерен более выраженный гемостатический эффект. Такие электроволны способны вызывать прогрев окружающих место воздействия тканей в большем объеме, чем немодулированная волна. В результате этого в окружающих разрез биотканях возникает коагуляционный некроз, то есть коагуляционная пленка, препятствующая кровоточивости. Но необходимо отметить, что чем больше объем тканей подвергается коагуляции, тем выше вероятность возникновения осложнений в послеоперационном периоде. Коагулированные биоткани являются нежизнеспособными и отторгаются. Некротические массы являются благоприятной средой для присоединения инфекции. После вмешательств с применением электрохирургического воздействия могут возникать различные осложнения в виде расхождения швов, нагноения ран.

Таким образом, наши экспериментально-клинические исследования показали, что использование импульсных радиочастотных электрохирургических воздействий с частотой 4 МГц в хирургической практике имеет целый ряд преимуществ перед другими методами физического и механического рассечения биоткани.

выводы

- 1. Радиоволновое хирургическое воздействие в отличии от воздействия электротока молекулярно-резонансного диапазона в силу меньшей частоты переменного электротока (2-4 МГц против 4-16 МГц) представляется более эффективным способом трансформации электрической энергии в колебании молекул биологических тканей, что позволяет достичь лучшего эффекта их рассечения при меньшей мощности электроволны и с меньшей температурой нагрева окружающих рану тканей.
- 2. Оценка результатов экспериментальных исследований на секционном материале в условиях ех vivo показала, что при воздействии на различные биологические ткани модулированными электроволнами одинаковой мощности радиоволновое воздействие вызывает незначительное искрение при их резании и меньшее латеральное повреждение окружающих рану тканей (0.5 мм), в сравнении с подобными проявлениями от молекулярно-резонансного воздействия, при котором искрение между электродом и биологическими тканями выражено ощутимо и характер повреждений в ране значительнее (0,75-1,0 мм).
- 3. Экспериментальные исследования на животных в условиях in vivo выявили существенно меньший уровень воспаления и сокращение сроков заживления ран после радиоволнового воздействия по отношению к молекулярно-волновому воздействию (6-8 суток против 9-11 и более суток). Показано, что к пятым суткам после радиоволнового воздействия раны отличаются более узким раневым каналом, частичной эпителизацией дефекта, минимальным некрозом дермы, слабым развитием грануляционной

ткани; а к восьмым суткам — дифференцированным эпидермисом над бывшим дефектом, более тонким рубцом, меньшим количеством рубцовой ткани в сравнении с аналогичными показателями от молекулярнорезонансным воздействием.

4. В клинических условиях ближайшие результаты лечения показали более высокую эффективность и безопасность метода радиоволновой хирургии в сравнении с молекулярно-резонансным воздействием у больных с различными заболеваниями верхних отделов дыхательных путей, что доказано при помощи шкал наблюдений за выраженностью и длительностью послеоперационного периода, а также по результатам объективных методов (цитологического, передней активной риноманометрии, лазерной доплеровской флоуметрии). Отдаленные клинические результаты выявили стойкое улучшение носового дыхания 87% больных вазомоторным ринитом через 12 месяцев после редукции нижних носовых раковин методом радиоволнового воздействия в сравнении с 65% у аналогичных больных после молекулярно-резонансного воздействия. После радиоволновой тонзиллэктомии пациенты в 85% случаев на 1-2 сутки оценивали свое состояние в диапазоне 3-5 баллов (шкала по Вонг-Бейкеру), в то время как после МР-метода воздействия, диапазон оценки смещался в худшую сторону до 7-9 баллов в те же сроки после операции в 76,2% случаев. В ходе цитологического анализа посттрахеостомических ран, в случае применения РВ-метода, на 5 и 8-е сутки процентное содержание фибробластов составляло 6 и 24% соответственно, в то время как 3 и 9.5% фибробластов в аналогичные сроки наблюдали после использования МРметода. Это свидетельствует о более высокой степени регенерации тканей после трахеостомии радиоволновым методом.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

- 1. Целесообразно использование современных электрохирургических аппаратов, работающих в радиоволновом диапазоне и способных вырабатывать импульсные токи с изменяемой частотой генерируемых электроволн, в диапазоне от 2-х до 16 МГц, что необходимо для получения качественного эффекта резания биологических тканей, либо для остановки массивного кровотечения и для диссекции рубцовой ткани.
- 2. Принимая во внимание оптимальные коагулирующие свойства электрохирургического воздействия радиоволнового диапазона, данный метод целесообразно применять при проведении операций, сопровождающихся повышенной кровоточивостью. При ЭТОМ необходимо иметь возможность увеличивать мощность электроволны от 25 до 60 Вт и/или увеличивать площадь воздействия электротока (электрод типа «лопатка»).
- 3. Рассечение различных биологических тканей радиоволновым воздействием требует использования соответствующих режимов. Наиболее щадящий режим необходим при рассечении тканей кожи и слизистой оболочки режим «резание», мощность 17-22 Вт. Оптимальным для рассечения мышечной ткани является режим «резание+коагуляция» при средней мощности 25-30 Вт.
- 4. При объемной редукции нижних носовых раковин радиоволновой метод предпочтительнее использовать в режиме «коагуляция» с мощностью электроволны в 20-25 Вт. При тонзиллэктомии в режиме «резание+коагуляция» мощностью 25-30 Вт, а при разрезе кожи во время трахеостомии предпочтительно сочетание режима «резание» с мощностью 17-22 Вт и режима «резание+коагуляция» с мощностью электроволны 25-30 Вт. При этом, для достижения максимально

- щадящего воздействия электротока на биологические ткани необходимо использовать электроволны с частотой близкой к 4 МГц.
- 5. Электрохирургический метод молекулярно-резонансного диапазона так же может быть использован при проведении операций на верхних отделах дыхательных путей. Однако для достижения необходимого хирургического эффекта, сравнимого с таковым от радиоволнового воздействия, для молекулярно-резонансного способа требуется определенное повышение мощности электротока, в зависимости от особенностей строения биологических тканей, что, в свою очередь, может повлиять на качество и сроки заживления ран.

ЛИТЕРАТУРА:

- 1. Адо А.Д., Абросимов В.Н. К проблеме заживления ран // Экспериментальная хирургия и анестезиология, 1967, №6, с. 3-10.
- 2. Акимов А.В. Способ радиоволнового лечения вазомоторного ринита. Информационно-методическое письмо., Оренбург, 2009, 7 стр.
- Ашуров З.М. Хирургическое лечение фибролипомы мягкого неба у 5-ти месячного ребенка с помощью молекулярно-резонансного генератора «Vesalius LX80» / Российская ринология. 2008. № 4. С. 47–49.
- 4. Белов С.В., Веденков В.Г. Электрохирургическое аппаратура и новые технологии (нучно-аналитический обзор). // Вестник академии медико-технических наук. 2006.
- 5. Васильев Ю.В., Матвеев Н.К., Гуляев В.В. Кровотечение после эндоскопической полипэктомии желудка // Вестник хирургии им. И.И.Грекова, 1976, №5(116), с. 104 105.
- 6. Волькенштейн М.В.// Биофизика, Москва, Наука, 1988 г.
- 7. Галанкин В.Н., Вишневский А.А., Головня А.И. и др. Особенность заживления ран, нанесенных разными хирургическими инструментами. // Архив патологии, 1979, вып. 5., с. 49-55.
- 8. Герасин В.А., Шафировский Б.Б., Мосин И.В., Шарафеддин Абдель-Хуссейн Эндоскопическая хирургия трахеи и бронхов // Грудная хирургия, 1988, №5, с.50-53.
- 9. Гоноровский И.С. Радиотехнические цепи и сигналы. Москва «Советское радио» 1977.
- 10. Государственная комиссия по радиочастотам СССР, Решение (протокол №165) 16 августа 1988 г.

- Грачев Н.С. Лазерное лечение хронического вазомоторного ринита // Автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук. Москва, 2011. 19 с.
- 12. 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.
- 13. Гришунина О.Е. Редукция и резекция язычной миндалины при ее гипертрофии: автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2013. 24 с.
- 14. Грудянов А.И., Безрукова А.П., Ерохин А.И. Применение радиохирургического метода при хирургическом лечении воспалительных заболеваний пародонта // Стоматология, 1996, Спец. вып., с. 51.
- 15. Гунчиков М.В. Применение радиоволновой хирургии при лечении храпа и синдрома апноэ во сне / Материалы научно-практической конференции «Современные вопросы аудиологии и ринологии»: тез. Докл. Курск, 2000 г. С. 102-103.
- 16. Дзамунашвили Г.И. Компрессионный электрохирургический метод рассечения ткани в абдоминальной хирургии. // Автореф. канд. дисс., Москва, 1991.
- 17. Дмитреев Е.Г., Федоров И.В. Применение монополярной электрохирургии в лапароскопии. // Казань, 1994. 56 с.
- 18. Добротворский В.И. Электрокоагуляция при злокачественных новообразованиях // 1 Всероссийский съезд по борьбе с раковыми заболеваниями 31/III 3/VI 1914 г. П., 1948.
- 19. Долецкий С.Я., Драбкин Р.П., Ленюшкин А.И. Высокочастотная электрохирургия // Москва, Медицина, 1980. 198с.
- 20. Дроздов И.В., Игнатьев А.И. Биактивная методика электрохирургии при торакальных операциях // Органощадящие оперативные

- вмешательства вр. фтизиопульмонологии: Сб. науч. тр. М., 1989, с. 21-23.
- 21. Егоров А.Б. Трансуретральная электрорезекция в лечении полипов уретры и шейки мочевого пузыря образовавшихся в результате хронического неспецифического процесса у женщин // VIII Всероссийский съезд урологов: Тез. докладов, Свердловск, 22-23 июня 1988 г. М., 1988, с. 96-98.
- 22. Егоров В.И., Лейзерман М.Г. Опыт применения радиохирургической технологии в ЛОР-хирургии.// Военномедицинский журнал, 1999, №2, с.7-3.
- 23. Заварзина Г.А. Определитель бактерий Берджи. Перевод с англ. М., Мир. 1997 г.
- 24. Зенгер В.Г., Наседкин А.Н. Современные технологии в лечении заболеваний уха, горла и носа. М.: Издательство «Медкнига». 2008. 355 с.
- 25. Кабардин О.Ф. Физика: Справ. Материалы: Учеб. Пособие для учащихся, Москва: Просвещение, 1991. -367 с.
- 26. Кадырова С.И. Отдаленны результаты электрохирургических гастрэктомий // Казанский медицинский журнал, 1974, №3, с. 45-47.
- 27. Кандинов Ю.А., Блохин А.Ф., Соколов Л.К. Возможности сочетанного применения лазерной фотокоагуляции и электроэксцизии в лечении аденом толстой кишки // Оперативная эндоскопия пищеварительного тракта: Тез. Всесоюзной конференции 7-8 июня М., 1989, с. 123-124.
- 28. Каримов Р.К., Алиходжаева А.С., Нармухомедов А.И. Современные методы лечения больных с эрозией шейки матки // Актуальные вопросы акушерства и гинекологии: Сб. научн. тр. Ташкент, 1989, с. 49-53.

- 29. Кастыро И.В., В.И. Попадюк, М.Л. Благонравов. Методы диагностики и структура острого болевого синдрома в оториноларингологии //Монография. М.: РУДН, 2012. 168 с.: ил.
- 30. Ким А.Н., Ан Ф.Н., Кораджа Х.Г. Вазорезекция или вазокоагуляция перед аденомэктомией // Современные аспекты диагностики и лечения урологических заболеваний: Сб. научн. тр. Ташкент, 1989, с. 82-86.
- 31. Кислевич Г.М. Лечение пиогенной гранулемы биактивной электрохирургией // Вестник дерматологии и венерологии, 1972, №8, с. 71-72.
- 32. Коряков Л.В. Электрокоагуляция полипов прямой кишки // Врачебное дело, 1965, №8, с. 118-119.
- 33. Котельников В.П. Осложнения ран // Фельдшер и акушерка, 1986, №12, с. 16-20.
- 34. Кравчук Е.В. Применение радиохирургического скальпеля «Сургитрон» в комплексном лечении первично-гнойных ран лица и шеи // Автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук. Воронеж, 2001. 18 с.
- 35. Красножен В.Н. Применение высоких технологий в лечении патологии слезоотводящих путей: сб. тр. Практическая Медицина. М., 2006. № 1. С. 7–8.
- 36. Купчик Б.М., Черменский Г.П., Теппер М.М. Модернизированный набор инструментов для электрохирургического удаления и коагуляции полипов и новообразований прямой кишки // Опыт развития новаторства, изобретательства, рационализации медицинских работников в творческом содружестве с инженернотехнической общественностью Кузбасса: Тез. докл. и сообщ. к науч.-практ. конф. Кемерово, 1988, т. 1, с. 150-153.

- 37. Куропаткина А.И., Сидорова В.В. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови // Руководство для врачей. М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2005. 256 с.: ил.
- 38. Кушниренко О.Ю., Ручкин В.И., Суетин Г.Н. Эндоскопическое электрохирургическое рассечение доброкачественных стриктур пищевода // Хирургия, 1989, №9, с. 124-125.
- 39. Ландау Л.Д., Лившиц Е.М. Краткий курс теоретической физики. Механика и электродинамика. Т.1. М.: Изд-во «Наука» 1969, 272 стр. Гл. Параметрический резонанс на стр. 81.
- 40. Лапкин К.В. Первый опыт применения радиохирургического прибора "Сургитрон" в хирургии органов билиопанкреатодуоденальной зоны. // Актуальные вопросы хирургической гепатологии. Томск, 1997, с. 197.
- 41. Лейзерман М.Г. Применение новых технологий в ЛОР-хирургии // Автореф. дис. на соискание ученой степени док. мед. наук. Москва, 1999. 32 с.
- 42. Лейзерман М.Г., Казаков О.М. Радиохирургический метод лечения в оториноларингологии. // Новые методы диагностики и лечения в оториноларингологии. Материалы VIII научно-практической конференции оториноларингологов г. Москва. 1998. с. 18-19.
- 43. Лейзерман М.Г., Лесков И.В., Рябова С.В. и др. Сравнительное изучение радиоволнового, лазерного и ультразвукового воздействия на биологические ткани в эксперименте. // Российская Ринология. 1999. -№3.- с. 16-19.
- 44. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура, Москва, Медицина. 1981. с.160-168.
- 45. Ливенцев Н.М., Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура, Москва. Медицина, 1974.

- 46. Лукомский Г.И., Овчинников А.А., Вайсберг Л.А. Эндотрахеальная электрохирургия, Хирургия трахеи и бронхов: Тезисы Всесоюзного симпозиума М., 1986., с. 76 78.
- 47. Николаев М.П. Лазерное и радиохирургическое лечение храпа.// Новые методы диагн. и лечения в оторинолар. Москва, 1998.- с.60-62.
- 48. Николаев М.П., Акулов С.В., Титова Л.А. Радиокоагуляция носовых раковин, как метод лечения хронических ринитов.// Московский медицинский журнал, 2000, апрель, с.31-32.
- 49. Николаев М.П., Ульянов Ю.П., Кутин Г.А., Дебрянский В.А. и др. Возможности радиохирургии в оториноларингологии // Международный медицинский журнал, 1998, №11 12, С. 933-935.
- 50. Няньковский А.М. Электрорезекция при опухолях предстательной железы М., Медицина, 1972.
- 51. Паллади Г.А., Штемберг М.И., Шведова Л.А. Современные методы лечения фоновых процессов шейки матки // Здравоохранение (Кишинев), 1989, №1, с. 7-9.
- 52. Пальчун В.Т., Магомедов М.М., Лучихин Л.А. Оториноларингология. М., ГЭОТАР-Медиа, 2014 г.
- 53. Петров В.Г., Козлов С.Е., Чиженков Г.А., Горин А.И. О заживлении ран // Клиническая хирургия, 1986, №1, с. 67.
- 54. Пигин С.А., Швальб П.Г. Лечение варикозного расширения вен нижних конечностей методом эндоваскулярной электрокоагуляции // Труды Всероссийской межобластной научной конференции хирургов: Материалы докладов Всероссийской конференции, состоявшейся в Ростове-на-Дону в сентябре 1969 Ростов-на-Дону, 1970, с. 506-507.
- 55. Плетнев С.Д., Абдуразаков М.Ш. Сравнительная характеристика операций, произведенных при помощи лазера, электроножа и

- хирургического скальпеля в эксперименте.// Эксперимент. хир., 1976, № 5.- с.4-6.
- 56. Погосов В.С., Гунчиков М.В., Лейзерман М.Г. Радиоволновой хирургический метод лечения в амбулаторной практике оториноларинголога: Учебное пособие. М., 1998.
- 57. Приказ № 535 об унификации микробиологических методов исследования, применяемых в клинико-диагностических лабораториях лечебно-профилактических учреждений. М., 1985 г.
- 58. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика, Москва, Высшая школа, 1996.
- 59. Рябова С.В., Старосветский Б.В., Пискунов Г.З. Опыт применения подслизистой радиокоагуляции нижних носовых раковин. // Рос. ринология, 2000, №1, с.24-27.
- 60. Савельев В.С. Радиохирургический прибор «Сургитрон»; Информационное письмо. М., 1996.
- 61. Савельев И.В. Курс общей физики, Кн. 2 Электричество и магнетизм М.: Наука, Физматлит, 1998.
- 62. Свистушкин В.М. Воспалительные заболевания верхних дыхательных путей у пожилых людей: особенности развития и медикаментозного лечения. // Consilium medicum. 2003. т. 5. № 12. с. 686-690.
- 63. Сдвижков А.М., Русаков И.Г., Кисличко А.Г. Комбинированные электрохирургические резекции при распространенных новообразованиях верхней челюсти. Использование цитостатиков в составе полимер- лекарственных комплексов // Диагностика и лечение злокачественых опухолей головы и шеи: Сб. науч. тр. М., 1987, с. 83-90.
- 64. Серов В.В., Шехтер А.Б. Соединительная ткань, Москва, Медицина, 1981.

- 65. Селин В.Н., Зенгер В.Г., Наседкин А.Н., Голубовский Г.А., Тюкин В.Ю., Малыченко Н.В. Первый опыт применения экзогеной NОтерапии в послеоперационном периоде при проведении восстановительных операций на гортани и трахеи // Российская оториноларингология, 2002, №1, приложение: Материалы научнопрактической конференции «Актуальные вопросы фониатрии и реконструктивной хирургии гортани» 20-22 мая 2002 г., М., с. 86-87.
- 66. Сигал М.З., Ахметзянов Ф.Ш. Гастрэктомия и резекция желудка по поводу рака. Из-во Казанского университета, 1987.
- 67. Симонов В.Я., Козлов С.А. Трансуретральная электрорезекция при заболеваниях предстательной железы, мочевого пузыря и шейки мочевого пузыря: Методические рекомендации / МЗ СССР, Упр. Специализир. Мед. Помощи: Разраб. НИИ урологии М., 1989.
- 68. Синев Ю.В., Волков С.В., Голубев А.С. Электрохирургические эндоскопические вмешательства с использованием низкоинтенсивного лазерного излучения // Хирургия, 1990, №5, с. 141-143.
- 69. Синев Ю.В., Локоткина Т.Ф., Волков С.В., Локоткина И.В., Соломатин А.Д. Профилактика осложнений эндоскопической электроэксцизии доброкачественных опухолей желудка // Хирургия, 1991, №6, с. 128 129.
- 70. Соловко А.Ю. Электрохирургичекие методы лечения гемангиом (у детей) // Вопросы онкологии, 1970, т. 16, №1, с. 95-98.
- 71. Старосветский А.Б. Оптимизация хирургического лечения и послеоперационного ведения больных хроническим тонзиллитом. Автореф. канд. дисс, М., 2005, 26 с.
- 72. Стрекаловский В.П., Веселов В.В., Садовничий В.А. Эндоскопическая электрорезекция при стелющихся ворсинчатых опухолях толстой кишки // Пути совершенствования

- проктологов г. Москвы, 24-25 мая 1988 г., М., 1989 с. 34-35.
- 73. Ступин И.В., Волкоедов В.С., Сапелкин И.М. Сравнительная оценка заживления кожных ран, нанесенных плазменным, стальным скальпелями и электроножом // Клиническая хирургия, 1987, №1, с. 37-38.
- 74. Тимошенко С.П., Янг Д.Х., Уивер У. Колебания в инженерном деле, М., «Машиностроение», 1985.
- 75. Титова Л.А. Эндоназальные корригирующие операции при деформации носовой перегородки с применением металлокерамики и радиоволновой хирургии // Автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук. М., 2002 –20 с.
- 76. Титова Л.А., Николаев М.П. Радиоволновая биполярная коагуляция носовых раковин при гипертрофическом рините после подслизистой резекции перегородки носа. // ВОРЛ, 2001, №2, с.42-43.
- 77. Федоров И.В., Никитин А.Т. Клиническая электрохирургия, Москва, Гэотар Медицина, 1997.
- 78. Фердман 3.3. Электрохирургия в онкологии, М., Медгиз, 1959г., 108 с.
- 79. Фетисов И.С. Экспериментально-клиническое обоснование применения методов электрохирургии в различных радиоволновых диапазонах у больных с заболеваниями и повреждениями уха, горла и носа // Автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук. Москва, 2004. 19 с.
- 80. Францев В.И. Электрохирургическое лечение варикозной болезни нижних конечностей: Метод. рекомендации / МЗ РСФСР, МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского М., МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского, 1984.

- 81. Цукерберг Л.И., Нерсесян С.А. Состояние ЛОР-органов у больных с синдромом апноэ во сне и методы хирургического лечения // Вестник оториноларингологии. 1996. № 3. С. 42-43.
- Чарчоглян А.Р., Брусова Л.А. Опыт применения радиоскальпеля в амбулаторной хирургической стоматологии // Стоматология. 1998, Спец. выпуск с. 38.
- 83. Чернух А.М., Кауфман О.Я. Некоторые особенности патогенеза воспаления и заживления ран. Вестник АМН СССР, 1979, №3, с. 17-20.
- 84. Шамов В.П. О значении физических методов для хирургии злокачественных новообразований. Дисс. Военно-медицинская академия, СПБ, 1911.
- 85. Юшкин А.С. Сравнительная оценка использования разных физических способов диссекции и коагуляции при операциях на желудке, печени и селезенке. // Автореф. Канд. Дисс., С.-П., 1993.
- 86. Яворский Б.М., Детлаф А.А. Справочник по физике, Москва, Наука, 1965.
- 87. Яворский Б.М., Селезнев Ю.А. Справочное руководство по физике для поступающих в вузы и для самообразования, Москва, Наука, 1989.
- 88. Aggarwal A., Farber N.E., Kotter G.S., Dhamee M.S. Electrosurgery-induced ventricular fibrillation during pacemaker replacement a unique mechanism // J. Clin. Monit. (United States), 1996, vol. 12, N4, p. 339-342.
- 89. Aly A., McIlwain M., Duncavage J.A. Electrosurgery-induced endotracheal tube ignition during tracheotomy // Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. (United States), 1991, vol. 100, N1, p.31-33.
- 90. Andrea M. Microsurgical bipolar cautery tonsillectomy // Laryngoscope. 1993. N 10. P. 1177-1178.

- 91. Angewandte Lasermedizin Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik // Hrsg. Von H.-P. Berlien und G. Müller, ECOMED Verlagsgeselschaft AG & Co. KG, Landsberg, Deutschland, 1989.
- 92. Aronow S. The use of radiofrequency power in making lesions in the brain // J. Neurosurgery, 1960, vol. 17, p. 431.
- 93. Asawanonda P., Anderson R.R., Taylor C.R. Transurethral vaporization-resection of the prostate versus standard transurethral prostatectomy: comparative changes in histopathological features of the resected specimens // Eur. Urol. (Switzerland), 2000, vol. 37, 3, p. 301.
- 94. Atlas of microsurgery of the lateral skull base. 2nd edition / Sanna M. [et al.] // Georg Thieme Verlag (Germany) 2008. P. 4-5.
- 95. Aubry-Frize M. Leduc A. Assessment of skin temperature elevation and heat diffusion with electrosurgical currents // Med. Instrum. (United States), 1980, vol. 14, N5, p. 272-275.
- 96. Azzi R., Kenney E.B., Tsao T.F., Carranza F.A.Jr. The effect of electrosurgery on alveolar bone // J. Periodontol (United States), 1983, vol. 54, N2, p. 96-100.
- 97. Baldauf J.J., Dreyfus M., Wertz J.P., Cuenin C., Ritter J., Philippe E. Consequences et traitement des stenoses cervicales survenues apres une conisation au laser ou une resection a l'anse diathermique // J. Gynecol. Obstet. Biol. Reprod. (Paris) (France), 1997, vol. 26, N1, p. 64-70.
- 98. Bar-Am A., Daniel Y., Ron I.G., Niv J., Kupferminc M.J., Bornstein J., Lessing J.B. Combined colposcopy, loop conization, and laser vaporization reduces recurrent abnormal cytology and residual disease in cervical dysplasia // Gynecol. Oncology (United States), 2000, vol. 78, N1, p. 47-51.
- 99.Barbos R.S. Micro-surgery for benigh laryngeal tumors using radiofrequency and arrowtip electrodes // ENT and audiol. 2008. Vol. 19, №5. P. 14.

- 100. Beer E. Cancer of the bladder // Amer. Med. J. A Rec., 1929; Ref. Zbl. Chir., 1931, p. 365.
- 101. Belkacem R., Amrani A., Benabdellah F., Outarahout O. Reconstruction de la verge apres necrose due a une circoncision // Ann. Urol. (Paris) (France), 1997, vol. 31, N5, p. 322-325.
- 102. Bert J.M., Stark J.G., Maschka K., Chock C. The effect of cold therapy on morbidity subsequent to arthroscopic lateral retinacular release // Orthop. Rev. (United States), 1991, vol. 20, N9 p.755-758.
- 103. Beque H. Radiofrequency of the soft palate and the nasal turbinates, a new trend in ENT // ENT and audiol. 2009. Vol. 20, №2. P. 14.
- 104. Binner W. Bipolar radiofrequency volume reduction of nasal turbinates using a personal conception probe // ENT and audiol News. 2010. Vol. 17, № 6. P.14.
- 105. Bohm T., Hilger I., Muller W., Reichenbach J.R., Fleck M., Kaiser W.A. Saline-enhanced radiofrequency ablation of breast tissue: an in vitro feasibility study // Invest Radiol (United States), 2000, vol. 35, N3, p.149-157.
- 106. Bongers M.Y., Mol B.W., Dijkhuizen F.P., Brolmann H.A. Is balloon ablation as effective as endometrial electroresection in the treatment of menorrhagia // J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech. A. (United States), 2000, vol. 10, N2, p.85-92.
- 107. Brodsky, Linda et al. "Microbipolar dissection vs Cold Knife/Suction Cautery Tonsillectomy in Children: Preliminary Results of a Prospective Study" Acta Otolaryngolocia. Suppl. 523 (1996) 256 258.
- 108. Brown J.S. Minor Surgery. New York, 1997. 315 p.
- 109. Chow V.D., Sullivan L.D., Wright J.E., Goldenberg S.L., Fenster H.N., Gleave M.E., McLoughlin M.G. Transurethral electrovaporization of the prostate versus transurethral prostatic resection: a comparison of postoperative hemorrhage // Urology (United States), 1998, vol. 51, N2, p. 251-253.

- 110. Clarc W. Indicatians for the use of electrosurgical methods // New England. J. Med., 1931, N 204, p. 110.
- 111. Colgan T.J., Shah R., Leyland N. Post-hysteroscopic ablation reaction: a histopathologic study of the effects of electrosurgical ablation // Int. J. Gynecol. Pathology (United States), 1999, vol. 18, N4, p. 325-331.
- 112. Curtiss L.E. High frequency currents in endoscopy // Gastrointest. Endosc. 1973, vol. 20, p.9.
- 113. Czerny V. Ueber Operation mit elektrischen Lichtbogen und Diathermie // Dtsch. med. Wschr., 1910, N11, p. 489.
- 114. D'Agostino R., Tarantino V., Grazia Calevo M. Blunt dissection versus electronic molecular resonance bipolar dissection for tonsillectomy: Operative time and intraoperative and postoperative bleeding and pain. International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology (2008) 72, p. 1077—1084.
- 115. D'Eredita R., Bozzola L. Molecular Resonance vs. Coblation Tonsillectomy in Children. The Laryngoscope VC 2009. The American Laryngological, Rhinological and Otological Society, Inc.
- 116. D'Eredita R., Cenzi M. TriVerse versus molecular resonance—harvested grafts in single-stage Baha surgery. Otolaryngology Head and Neck Surgery (2010) 142, p. 560-564.
- 117. D'Eredita R. Tonsillectomy in Children: A Five-Factor Analysis Among Three Techniques Reporting Upon Clinical Results, Anesthesia Time, Surgery Time, Bleeding, and Cost. The Laryngoscope VC 2010 (120). The American Laryngological, Rhinological and Otological Society, Inc. p. 2502-2507.
- 118. Doyen E. Technique de l'electrocoagulation dans le traitement des cancers. Paris, 1917.
- 119. Eddy G.L., Spiegel G.W., Creasman W.T. Adverse effect of electrosurgical loop excision on assignment of FIGO stage in cervical

- cancer: report of two cases // Gynecol. Oncology (United States), 1994, vol. 55, N2, p. 313-317.
- 120. Ekengren J., Hahn R.G. Complications during transurethral vaporization of the prostate // Urology (United States), 1996, vol. 48, N3, p. 424-427.
- 121. Ferenczy A., Choukroun D., Falcone T., Franco E. The effect of cervical loop electrosurgical excision on subsequent pregnancy outcome: North American experience // Am. J. Obstet. Gynecol. (United States), 1995, vol. 172, N4, Pt. 1, p.1246-1250.
- 122. Fetzer-Fowler S.J. Caring for the ambulatory surgical patient who has a pacemaker: Part II Intraoperative hazards and postoperative care. // J. Post. Anesth. Nurs. (United States), 1993, vol. 8, N3, p. 174-182.
- 123. Fischer Yvonne, Hafner B., Mann W.J. Die Radiofrequenzablation des weichen Gaumens (Somnoplastik) // HNO, 2000, vol. 48, N1, p. 33–40.
- 124. Friedman J. The technical aspects of electrosurgery // Oral. Surg., 1973, vol. 36, p. 177.
- 125. Friedman J., Margolin J., Piliero S. A preliminary study of the histological effects of three different types of electrosurgical currents // N.Y. State Dent. J., 1974, vol. 40, p. 349.
- 126. Gerngross H. Die Wundbehandlung im Spannungsfeld der Fachgebiete // Unfallchirurg, 1999, vol. 102, p. 815-817.
- 127. Hensman C., Baty D., Willis R. G., Cuschieri A. Chemical composition of smoke produced by high-frequency electrosurgery in a closed gaseous environmentAn in vitro study. // Surg. Endosc., 1998, vol. 12, p. 1017–1019.
- 128. Hirt R. Radiofrequency tonsillotomy in children with tonsillar hyperplasia // ENT and audiol. -2007. Vol. 16, N 4. P. 155.

- 129. Hurwitz J.J. High-frequency radio wave electrosection of full-thickness eyelid tissues / Can J. Ophtalmol. 1993. Vol. 28. P. 28—31.
- 130. Issa M., Oesterling J. Transurethral needle ablation (TUNA): an overview of radiofrequency thermal therapy for the treatment of benign prostatic hyperplasia // Curr. Opin. Urol., 1996, vol. 6, p. 20–27.
- 131. Jackman W.M., Wang X.Z., Friday K.J. et al. Catheter ablation of accessory atrioven-tricular pathways (Wolff-Parkinson-White syndrome) by radiofrequency current // N. Engl. J. Med., 1991, vol. 324, p. 1605–1611.
- 132. Jacobs I., Gray R., Todd N. Upper airway obstruction in children with down syndrome // Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 1996. Vol. 122. P. 945–950.
- 133. Javate R.M., Campomans B.S. The endoscope and the radiofrequency unit in DCR surgery. // J. Ophthalmic, Plastic and the Reconstructive Surgery, 1995, 3, p.54-57.
- 134. Javate RM, Pamintuan FG. Endoscopic radiofrequency assisted DCR (ERA-DCR) with double stent: a personal experience. Orbit 2005; 24(1); 15-22.
- 135. Kaku S., Ishii T., Hasegawa Y. Usefulness of Bipolar Forceps and Generator with High Frequency Technology (Vesalius series MCN) for Point Coagulation and Tissue Adhesion Prevention. Currently Practical Neurosurgery, vol 18, no.5, 2008.5, p. 617-624.
- 136. Kalkwarf K.L., Krejci R.F., Edison A.R., Reinhardt R.A. Subjacent heat production during tissue excision with electrosurgery // J. Oral. Maxillofac. Surg. (United States), 1983, 41(10) p. 653-657.
- 137. Keller C., Elliott W., Hubbell R.N. Endotracheal tube safety during electrodissection tonsillectomy (see comments) // Comment in: Arch. Otolaryngol. Head. Neck. Surg. 1992, vol. 118, N12, p.1367.

- 138. Kelly The radical breast operation with the endotherm knife and without ligatur // Ann. Surg., 1926, vol. 83, N1, p. 42—46.
- 139. Keysser Fr. Die Elektrochirurgie. Leipzig, 1931.
- 140. Konnerth C.G., Folz B.J. Radiofrequency Surgery for Treatment of Reccurent Epistaxis.// ENT and audiol., July 2008, p.45.
- 141. LeVeen H., Wapnick S., Piccone V., Falk G., Ahmed N. Tumor eradiation by radiofrequency therapy: response in 21 patients // JAMA, 1976, vol. 253, p. 2198–2200.
- 142. Lippert B.M., Werner J.A. Die Bechandlung der hypertrophen unteren Nasenmuschel. Teil 1 // HNO, 2000, vol. 48, N3, s. 170-181.
- 143. Lippert B.M., Werner J.A. Die Bechandlung der hypertrophen unteren Nasenmuschel. Teil 2 // HNO, 2000, vol. 48, N4, s. 267-274.
- 144. Maness W.L., Roeber F.W. Histologic evaluation of electrosurgery with varyng frequency and waveform.// J.Prostatic dentistry,1978, v.40.-p.304.
- 145. Mannes W.L., Roeber F.W., Clarc R.E., Cataldo E., Riis D., Haddad A.W. Histologic evaluation of electrosurgery with varying frequency and waveform // J. Prothet. Dent. 1978, vol. 40, p. 304-308.
- 146. Marinescu A. Innovate bipolar radiofrequency volumetric reduction with "ORL-set" for treatment of habitual snorers // Laryngo-Rhino-Otol. – 2004. – Vol. 83. – P. 1–7.
- 147. Melchior H. Gefahren der Elektrochirurgie // Chirurg (Germany, West), 1975, vol. 46, N8, p. 370-373.
- 148. Miao Y., Ni Y., Mulier S., Yu J., De Wever I., Penninckx F., Baert A.L., Marchal G. Treatment of VX2 liver tumor in rabbits with "wet" electrode mediated radio-frequency ablation // Eur. Radiol. (Germany), 2000, vol. 10, N1, p. 188-194.
- 149. Murphy GF, 'Histology of the skin', in Lever's Histopathology of the Skin, 9th edition, Elders EE, Murphy GF, Elenitas R and Johnson BL, Jr (eds), Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2005, 7–58.

- 150. Narayan P., Tewari A., Croker B., Garzotto M., Mustafa S., Jones T., Perinchery G. Factors affecting size and configuration of electrovaporization lesions in the prostate // Urology (United States), 1996, vol. 47, N5, p. 679-688.
- 151. Neufeld G.R., Foster K.R. Electrical impedance properties of the body and the problem of alternate-site burns during electrosurgery // Med. Instrum. (United States), 1985, vol. 19, N2, p. 83-87.
- 152. Nguyen, D.T., Orgill D.P., Murphy G.F. (2009). Chapter 4: The Pathophysiologic Basis for Wound Healing and Cutaneous Regeneration. Biomaterials For Treating Skin Loss. Woodhead Publishing (UK/Europe) & CRC Press (US), Cambridge/Boca Raton, p. 25-57. (ISBN 978-1-4200-9989-9/ISBN 978-1-84569-363-3).
- 153. Odell R.C. Electrosurgery, principles and safety tissues.// Clin. Obsted-Gynecol.,1995, 38, №3.- p.610-621.
- 154. Papay F.A., Stein J., Luciano M., Zins J.E. The microdissection cautery needle versus the cold scalpel in bicoronal incisions // J. Craniofac. Surg. (United States), 1998, vol. 9, N4, p. 344-347.
- 155. Pearce J.A., Geddes L.A., Van Vleet J.F., Foster K., Allen J. Skin burns from electrosurgical current // Med. Instrum. (United States), 1983, vol. 17, N3, p. 225-231.
- 156. Plötz W., Fastenmeier K., Burgkart R., Hipp E. Optimization of high-frequency electrosurgery of the meniscus // Knee Surg., Sports Traumatol., Artrosc., 1997, Vol. 5, p. 184-188.
- 157. Pollack S.V. Electrosurgery of the Skin. New York, 1991.
- 158. Pollock R.E.; F. Charles Brunicardi; Dana Lynne Andersen; Billiar, Timothy R.; Dunn, David; Hunter, John G.; Matthews, Jeffrey J. (2009). The cellular, biochemical, and mechanical phases of wound healing. Schwartz's Principles of Surgery, Ninth Edition, McGraw-Hill Professional ISBN: 0-07-154769-X.

- 159. Powell N.B., Riley R.W., Troell R.J., Blumen M.B., Guilleminault C. Radiofrequency volumetric reduction of the tongue a porcine pilot study for the treatment of obstructive sleep apnea // Chest, 1997, vol. 111, p. 1348–1355.
- 160. Psacioglu H., Atay Y., Cetindag B., Saribulbul O., Buket S., Hamulu A. Easy harvesting of radial artery with ultrasonically activated scalpel // Ann. Thorac. Surg. (United States), 1998, vol. 65, N4, p. 984-985.
- 161. Sajjadian A., Isaacson G. Electrosurgery in the head and neck // Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. (United States), 1998, vol. 107, N3, p. 254-261.
- 162. Sameh M.R. Bipolar highfrequency tonsillectomy: randomized studies // Otolaryngology – Head and neck Surgery. – 2005. – Vol. 133. – P. 961–965.
- 163. Saravelos H., Li T.C. Post-operative adhesions after laparoscopic electrosurgical treatment for polycystic ovarian syndrome with the application of Interceed to one ovary: a prospective randomized controlled study // Hum. Reprod. (England), 1996, vol. 11, N5, p. 992-997.
- 164. Schäffer M., Becker H.D. Immunregula-tion der Wundheilung. // Chirurg, 1999, vol.70, p. 897-908.
- 165. Schiavon M., Calabrese F., Nicotra S. Favorable Tissue Effects of Quantum Molecular Resonance Device (Vesalius) Compared with Standard Electrocautery. Eur. Surg. Res. 2007; 39: p. 222–228.
- 166. Schwan H.P., Cartensen E.L., Li K. Heating of fat-muscle layers by electromagnetic and ultrasonic diathermy // Trans LEEE, 1953, vol. 72, p. 483.
- 167. Schultz G.S., Glenn Ladwig and Annette Wysocki. Worldwidewounds.com > Figure 3 The time relationship between the different processes of wound healing in turn adapted from Asmussen PD, Sollner B. Mechanism of wound healing. In: Wound Care. Tutorial Medical Series. Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1993.

- 168. Simon B.I., Schuback P., Deasy M.J., Kelner R.M., The destructive potential of electrosurgery on the periodontium // J. Periodontology (United States), 1976, vol.47, N6, p. 342-347.
- 169. Sozio R., Riley E.J., Shklar G. A histologic and electronic evaluation of electrosurgical currents: Nonfiltered full-wave modulated vs. filtered current // J. prosthet. dent., 1975, vol. 33, p. 300.
- 170. Spangberg L.S., Hellden L., Robertson P.B., Levy B.M. Pulpal effects of electrosurgery involving based and unbased cervical amalgam restorations // Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol. (United States), 1982, vol. 54, N6, p. 678-685.
- 171. Stadelmann, WK; Digenis, AG; Tobin, GR (1998). "Physiology and healing dynamics of chronic cutaneous wounds". American journal of surgery 176 (2A Suppl): 26S–38S.
- 172. Stampar M.G. Ellman electrosurgical device an otoplasty.// J.Bardissi med.,1994, №15. p.2-5.
- 173. Stefan H. Reconstruction of the penis after necrosis due to circumcision burn // Eur. J. Pediatr. Surg. (Germany), 1994, vol. 4, N1, p. 40-43.
- 174. Steward D.L., Weaver E.M., Woodson B.T. Multilevel temperature controlled radiofrequency for obstructive sleep apnea: extended followup //Otolaryngol Head Neck Surg 2005; 132:630 5.
- 175. Sweet W., Wepsic J. Controlled thermocoagulation of trigeminal ganglion and rootlets for differential destruction of pain fibers: I. Trigeminal neuralgia // J. Neurosurgery, 1974, vol. 3, p. 143–156.
- 176. Tarantino V., D'Agostino R., Melagrana A. et al. Safety of electronic molecular resonance adenoidectomy // International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 2004 (68), p. 1519-1523.
- 177. Terada Y., Wanibuchi Y., Kanou T., Ono T. Two episodes of fatal ventricular arrhythmia associated with use of electrosurgical unit during

- redo MVR procedure // Kyobu. Geka. (Japan), 1993, vol.46, N6, p. 517-519.
- 178. Tolsdorff P. Radiofrequency Micro-Bipolar Tonsillectomy // ENT and audiol. January 2010, p.58.
- 179. Tsirbas A., Wormald P.J. Endonasal dacryocystorhinostomy with mucosal flaps // Am J. Ophthalmol. 2003. Vol. 135, № 1. P. 76–78.
- 180. Tucker R.D. Laparoscopic electrosurgical injuries: survey results and their implications // Surg. Laparosc. Endosc. (United States), 1995, vol. 5, N4, p.311-317.
- 181. Tucker R.D., Platz C.E., Landas S.K. Histologic characteristics of electrosurgical injuries // J. Am. Assoc. Gynecol. Laparosc. (United States), 1997, vol.4, N2, p.201-206.
- 182. Tucker R.D., Schmitt O.H., Sievert C.E., Silvis S.E. Demodulated low frequency currents from electrosurgical procedures // Surg. Gynecol. Obstet. (United States), 1984, vol.159, N1, p. 39-43.
- 183. Tucker R.D., Voyles C.R. Laparoscopic electrosurgical complications and their prevention // AORN J. (United States), 1995, vol. 62, N1, p. 51-53, 55, 58-59 passim; quiz 74-77.
- 184. Ugljen R., Dadic D., Ferek-Petric B., Jelic I., Letica D., Anic D., Husar J. Postupak s kirurskim bolesnikom nosiocem elektrostimulatora srca // Lijec. Vjesn. (Croatia), 1995, vol. 117, N9-10, p. 241-245.
- 185. Unger F., Walch C., Papaefthymiou G., Trummer M., Eustacchio S., Pendl G. Die Radiochirurgie des Akustikusneurinoms als minimalinvasive Alternative zur Mikrochirurgie // HNO, 1999,vol. 47, s. 1046–1051.
- 186. Vescovi P., Manfredi M., Merigo E. et al. Quantic molecular resonance scalpel and its potential applications in oral surgery / Br. J. Oral Maxillofac. Surg. 2008. Vol. 46, № 5. P. 355.

- 187. Vilos G.A., McCulloch S., Borg P., Zheng W., Denstedt J. Intended and stray radiofrequency electrical currents during resectoscopic surgery // J. Am. Assoc. Gynecol. Laparosc. (United States), 2000, vol. 7, N1, p. 55-63.
- 188. Voyles S.R., Tucker R.D. Essentials of Monopolar Electrosurgery. Elec-trosurgical Concepts. USA, 1992.
- 189. Weise K., de Zwart P. Behandlungsstrategien aus der Sicht der Unfallund Plasti-schen Chirurgie. // Kongressband Dtsch. Ges. Chir., 1999, S. 291-295.
- 190. Weise K., Schäffer M. Behandlungsstrategien bei Wundheilungsstörungen // Unfallchirurg, 2000, vol. 103, s.100-109.
- 191. Willson P.D., van der Walt J.D., Moxon D., Rogers J. Port site electrosurgical (diathermy) burns during surgical laparoscopy // Surg. Endosc. (Germany), 1997, vol. 11, N6, p. 653-654.
- 192. Wu M.P., Ou C.S., Chen S.L., Yen E.Y., Rowbotham R. Complications and recommended practices for electrosurgery in laparoscopy // Am. J. Surgery (United States), 2000, vol. 179, №1, p. 67-73.
- 193. Zheng W., Vilos G., McCulloch S., Borg P., Denstedt J.D. Electrical burn of urethra as cause of stricture after transurethral resection // J. Endourol. (United States), 2000, vol. 14, №2, p. 225-228.