

**М.Г.ЛЕЙЗЕРМАН¹, И.В.ЛЕСКОВ², А.Н.НАСЕДКИН²,
Б.В.СТАРОСВЕТСКИЙ³, С.В.РЯБОВА⁴, А.Б.ШЕХТЕР⁵**

**СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИЗУЧЕНИЕ РАДИОВОЛНОВОГО,
ЛАЗЕРНОГО И УЛЬТРАЗВУКОВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ
НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ**

В сб.: Российская ринология, 3/1999, с.16-18.

Применение современных технологий рассечения тканей изменило представления хирургов о возможностях бескровного проведения операций и снижении риска послеоперационных осложнений. Преимущества использования лазерного и ультразвукового излучения в оториноларингологии перед традиционным скальпелем отмечали многие авторы (Л.А.Феркельман, 1975; В.С.Погосов и соавт., 1987; Г.З.Пискунов, 1988; М.С.Плужников, 1993 и др.). В последние годы появились сообщения о новой щадящей хирургической технологии - радиоволновом воздействии (С.Ј. Di Marco, 1995; J.S.Brown, 1997), при котором исходящая из электрода радиоволна как бы раздвигает клетки, коагулируя мелкие сосуды и мало повреждая окружающие ткани (К.В.Лапкин, 1997; S.V.Pollack, 1991).

Необходимо отметить, что использование современных технологий при различных вмешательствах зачастую зависит от наличия в клинике того или иного оборудования. Хирурги же лишены возможности выбора, а иногда и не представляют в деталях особенностей взаимодействия различных видов излучения с тканями и их последствий. В доступной литературе мы не встретили обоснованного экспериментального сравнения повреждающего воздействия радиоволнового, лазерного и ультразвукового излучения на ткани. В связи с этим мы предприняли попытку восполнить данный пробел, сопоставив особенности течения процессов регенерации ран, нанесенных излучателями различных видов энергии.

Для сравнения нами использованы твердотельный гольмиевый лазер «СТН-10», радиоволновой аппарат «Сургитрон™» и ультразвуковой скальпель «ЛОРА-ДОН». Для сравнения степени воздействия на ткани различных видов излучателей энергии были выбраны режимы и минимальные мощности, которые необходимы при выполнении разреза ткани. Для гольмиевого лазера такими параметрами являются импульсный режим при мощности 0,6 Дж, для ультразвукового скальпеля - положение переключателя интенсивности № 3, соответствующее амплитуде колебаний 30 мкм. Для радиохирургического аппарата использовался полностью выпрямленный сигнал в режиме «разрез - коагуляция» при мощности 25 Вт.

Эксперимент был поставлен на 12 белых лабораторных крысах-самцах породы «Вистер». Вес животных составил от 450 до 550 г. Животных вводили в наркоз (тиопентал внутривенно), после чего выщипывали шерсть на спинке и через все слои кожи и подкожной клетчатки на расстоянии 25 мм друг от друга наносили однотипные раны длиной 15 мм радиоволновым, лазерным и ультразвуковым ножом. Раны ушивали шелковыми швами. Наиболее легко и быстро производился разрез радиоволновым ножом, медленнее всего - лазерным лучом. При этом значительного кровотечения не было отмечено ни в одном случае.

Через одни, три и десять суток после операции забивали по 4 животных, иссекали раны с окружающими тканями, маркировали, фиксировали в 70% этиловом спирте, после чего заливали в парафин и готовили гистологические препараты. Срезы окрашивали гематоксилин-эозином, пикрофуксином по Ван-Гизону, толуидиновым синим (на кислые гликозаминогликаты) и реакцию Браше на РНК. Для сравнения микрометром измеряли зону коагуляции, переходную зону, а также ширину разрушенного эпидермиса и выводили

¹ Городская клиническая больница № 59 (Москва)

² МОНИКИ

³ Городская клиническая больница № 71 (Москва)

⁴ Курс оториноларингологии Учебно-научного центра МЦ УД Президента РФ (Москва)

⁵ ММА им. Сеченова

средние показатели. Оказалось, что они значительно отличались при различных видах воздействия на ткани.

Так, через сутки после нанесения разрезов ширина зоны разрушенного радиоволной эпидермиса составила 0,4 мм. Вдоль всего края раны располагалась зона коагуляции, которая в среднем равнялась 0,13 мм. Она состояла из набухших и сливающихся между собой коллагеновых волокон и разрушенных клеточных элементов. Между этой зоной и интактной дермой располагался переходный слой толщиной 0,09 мм, в котором коллагеновые волокна не были изменены, а ядра клеточных элементов имели признаки деструкции. При этом симптомов кровоизлияний и нарушений микроциркуляции выявлено не было.

После использования ультразвукового излучателя толщина коагуляционного некроза составила в среднем 1,09 мм (таблица 1).

Таблица 1. Размеры зон тканевых нарушений при воздействии различными излучателями (в мм)

Воздействие и время	Зона коагуляционного некроза	Зона парабиоза	Зона разрушенного эпителия
Радиоволна			
1 сутки	0,13	0,09	0,4
3 сутки	0,18	0,08	0,24
Ультразвук			
1 сутки	1,09	0,65	1,13
3 сутки	0,99	0,53	1,02
Лазер			
1 сутки	1,4	0,67	1,2
3 сутки	1,46	0,38	1,14

Эта зона имела гомогенную структуру с крупными вакуолями, связанными с кавитационным эффектом ультразвука. Эпидермис был подвергнут деструкции на протяжении 1,13 мм от линии разреза. В глубине раны в мышцах и подкожной клетчатке наблюдались очаги некроза. А в более отдаленных участках - гиперемия вен, отек ткани, умеренная нейтрофильная инфильтрация.

Лазерный разрез вызвал наибольшую толщину коагуляционного некроза - 1,4 мм, а переходный слой был сопоставим с аналогичным в ультразвуковой ране. По краю разреза наблюдалась пенная ткань, возникшая в результате выпаривания жидкости из клеток при высокой температуре. Разрушение эпидермиса захватывало 1,2 мм. В глубоких слоях также отмечался тканевый отек и повышенное кровенаполнение сосудов.

Через 3 суток в ранах, нанесенных радиоволной, картина мало изменилась, однако был виден лейкоцитарный вал, а на поверхности раны - признаки регенерации в виде пролиферации клеток, богатых РНК и гликогеном. В эти же сроки после ультразвукового воздействия некротизированная ткань отделялась от дермы лейкоцитарным валом, состоящим из частично разрушенных нейтрофилов, макрофагов и лимфоцитов. Нарушения микроциркуляции выражались в гиперемии, повышенной проницаемости сосудистых стенок, сладж-феномене. После лазерного разреза сохранялась широкая зона некроза с пенистой структурой и нечеткий лейкоцитарный вал. Выраженность воспалительной реакции была наибольшей, а признаки регенерации - минимальными.

При анализе гистологических срезов на 10 день после операции отмечено, что большинство ран, нанесенных радиоволновым излучателем (3 из 4) зажило первичным натяжением, в то время как после применения ультразвука заживление вторичным натяжением наблюдалось у 3 животных, а после использования лазера - практически у всех. При этом более мягкое рубцевание было свойственно радиоволновым разрезам, а более грубое - ультразвуковым и лазерным.

Таким образом, разрез кожи животных с помощью радиоволнового скальпеля наносил наименьшую травму тканям, что вызывало минимальные морфологические и сосудистые нарушения в ране. Процесс регенерации при этом представлялся наиболее активным, раны заживали первичным натяжением, а рубцы выглядели достаточно тонкими. В то же время лазерные и ультразвуковые разрезы вызывали широкую зону некроза,

значительные перифокальные изменения в тканях и чаще заживали вторичным натяжением, на что указывал в своей работе и Н. Rudert (1988).

Обсуждая полученные результаты, мы пришли к выводу о том, что необходимо выработать четкие показания для каждого вида высокоэнергетических излучений с учетом особенностей их воздействия на те или иные ткани.

Так, например, ультразвуковое иссечение доброкачественных новообразований слизистой оболочки полости рта и глотки вполне оправданно, учитывая достаточно широкую зону оплавления и незначительную кровоточивость тканей при этих операциях. Использование лазерного луча для коагуляции сосудов слизистой оболочки полости носа при рецидивирующих носовых кровотечениях, а также при хирургическом лечении рубцовых стенозов гортани соответствует целям вмешательства по этим же причинам. В то же время для разрезов кожи и мягких тканей при операциях в области головы и шеи лучше применять радиоволновой нож, как более щадящий и вызывающий меньший косметический дефект.

Подводя итог сказанному, следует заметить, что в хорошо оснащенной хирургической ЛОР-клинике желательно иметь все перечисленные современные виды излучателей, которые было бы возможно использовать в конкретных ситуациях с учетом особенностей их воздействия.

Список литературы

1. Лапкин К.В. Первый опыт применения радиохирургического прибора «Сургитрон» в хирургии органов билиопанкреатодуоденальной зоны. // Актуальные вопросы хирургической гепатологии. Томск, 1997. - С.159.
2. Пискунов Г.З. Внутриносовая лазерная микрохирургия вазомоторного ринита. // Применение лазеров в медицине и хирургии. - М., 1988. - Часть 2. - С.242-244.
3. Плужников М.С. Наш опыт лазерной ринохирургии. // Рос.ринол. - 1993. - №1. - С.61-70.
4. Погосов В.С., Давудов Х.Ш. Показания к применению СО₂ лазера в хирургии гортани. // Диагностика, лечение и организация онкологической помощи больным опухолями головы и шеи. Тезисы докладов. - Вильнюс, 1987. - С.128-130.
5. Феркельман Л.А. Наш опыт применения хирургического ультразвука в оториноларингологии. // 7-й съезд оториноларингологов СССР. - Москва, 1975. - С.476-477.
6. Brown J.S. Minor Surgery. - New York, 1997.
7. Di Marco C.J. Facial Plastic Surgery. - New York, 1995.
8. Pollack S.V. Electrosurgery of the Skin. - New York, 1991.
9. Rudert H. Laser-Chirurgie in der HNO Heilkunde. // Laryngol.Rhinol.Otol. - 1988. - Vol.67, #6. - P.261-268.