

характеристикам являются более подходящим для использования в комплексах с фотосенсибилизатором и его аналоги могут быть использованы для регуляции процессов биораспределения фотосенсибилизатора при проведении фотодинамической терапии.

THE STUDY OF THE OPTICAL PROPERTIES OF CYCLODEXTRIN- PHOTOSENSITIZER mTHPC COMPLEXES

M.V. GOLTSEV, N.A. NEDZVEDZ, V.P. ZORIN

Abstract

The photostability of complexes of the mTHPC photosensitizer with different types of cyclodextrins was studied. The photostability is a characteristic of the bond strength of the photosensitizer-carrier complex. The conclusions about the most appropriate type of cyclodextrin for photodynamic therapy were made. The optimal ratio of photosensitizer and carrier concentrations was determined.

Keywords: photodynamic therapy, photostability, mTHPC.

Список литературы

1. *Красновский А.А.* // Проблемы регуляции в биологических системах. 2006. С. 223–254.
2. *Robertson C.A., Hawkins Evans D., Abrahamse H.* // J. of Photochemistry and Photobiology B: Biology. 2009. № 1. P. 1–8.
3. *Mathias O. Senge, Marek W. Radomski* // Photodiagnosis and Photodynamic Therapy. 2013. № 10. P. 1–16.
4. *Mathias O. Senge* // Photodiagnosis and Photodynamic Therapy. 2012. № 9. P. 170–179.
5. *Atif M., Stringerb M.R., Cruse-Sawyer J.E. et. al.* // Photodiagnosis and Photodynamic Therapy. 2005. № 2. P. 235–238.

УДК 617-089.844

ЭЛЕКТРО- И ЛАЗЕРОКОАГУЛЯЦИЯ В ХИРУРГИИ ОКОЛОУШНЫХ СЛЮННЫХ ЖЕЛЕЗ

О.М. БАЗЫК-НОВИКОВА, М.Д. АЖГИРЕЙ, Т.Б. ЛЮДЧИК*,
М.В. ГОЛЬЦЕВ, Л.В. БУТЬКО

*Белорусский государственный медицинский университет
Дзержинского, 83, Минск, 220116, Беларусь*

**Белорусская медицинская академия последипломного образования
П. Бровка, 3, корп. 3, Минск, 220013, Беларусь*

Поступила в редакцию 22 ноября 2016

Проанализировано применение электро- и лазерокоагуляции при оперативных вмешательствах на околоушной слюнной железе в эксперименте на 30 морских свинках и в клинических условиях при оперативном лечении доброкачественных опухолей околоушной железы 20 пациентов.

Ключевые слова: электрокоагуляция, лазерная коагуляция, околоушная слюнная железа.

Введение

Околоушная слюнная железа – парная альвеолярная серозная слюнная железа, относится к органам с разветвленной сосудистой и протоковой системами и находится в непосредственной близости со стволовой частью лицевого нерва и с его ветвями, проходящими между долями железы. Контроль гемостаза при оперативных вмешательствах на околоушных слюнных железах зачастую осуществляется с помощью высокочастотной электрохирургии [1]. При использовании электрокоагуляции (при температуре от 70 °С до 100 °С) вода испаряется из клетки без разрушения мембраны, клетка при этом высушивается, белки денатурируют с образованием тромбов и тем самым осуществляется гемостаз. Экспериментально установлено, что зона коагуляционного некроза при использовании биполярной коагуляции в 2 раза больше, чем при монополярной [2]. Используемая сегодня в челюстно-лицевой хирургии электрохирургическая аппаратура имеет до 6 монополярных и 2 биполярных режима с максимальной мощностью до 350 Вт [1, 2]. Однако применение высокочастотной электрохирургии может вызывать осложнения в виде локальных термотравм и, как следствие, некроз долек железы; туннелизацию электрического тока по сосудам и протокам и в итоге поражение лицевого нерва. Один из путей минимизации указанных осложнений – применение лазерного излучения [2]. Лазер – генератор, преобразующий различные виды энергии в энергию когерентного, монохроматического, поляризованного потока излучения. Принцип действия лазеров в медицине – трансформация световой энергии лазерного луча в тепловую при поглощении данного излучения специфическими хромофорами тканей (преимущественно белковыми структурами тканей, в том числе оксигемоглобином крови) [3]. Эффект, оказываемый лазером на ткани, зависит от длины волны, глубины проникновения, мощности, длительности, режима воздействия. При поглощении энергии лазерного излучения на ограниченном участке биоткани резко повышается температура до величины ~ 400 °С и более. Биоткань испаряется почти мгновенно при глубине разреза 2–3 мм. При использовании контактных методов глубина уменьшается (типы лазерного воздействия схематично изображены на рис. 1) [4].

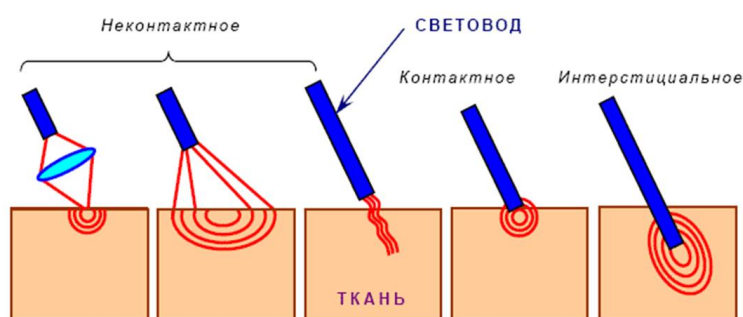


Рис. 1. Типы лазерного воздействия на ткани

Характер морфологических изменений зависит от степени нагрева ткани. При этом большое значение имеет особенность кровоснабжения органа: чем лучше кровоснабжение, тем эффективнее отток тепла и меньше повреждение ткани. Особенностью коагуляционного эффекта лазерного излучения, в отличие от электрокоагуляции, является контракция (сокращение), уплотнение ткани и уменьшение ее в объеме за счет потери жидкости; происходит разрушение эритроцитов, активация тромбоцитов, повреждение эндотелия сосудов и остановка кровотечения. Наблюдается эффект «заваривания» не только кровеносных сосудов, но и мелких выводных протоков при вмешательствах на железистых органах [5]. В настоящее время в хирургическую практику активно внедряются полупроводниковые лазеры с длиной волны излучения 940–980 нм. При их использовании на железистых органах наблюдается не только коагуляция сосудов, обтурация выводных протоков, но также обеспечивается профилактика микробной контаминации и опухолевого обсеменения раны, что улучшает течение послеоперационного периода [4, 5].

В УП «НТЦ «ЛЭМТ» БелОМО» разработан портативный полупроводниковый лазер для стоматологии, челюстно-лицевой и малоинвазивной хирургии со световодной доставкой излучения (рис. 2).



Рис. 2. Аппарат «Диолаз-940-6»

Излучение с длиной волны 940 нм с использованием световодов диаметром 400 мкм позволяет получить стойкий гемостаз с высокой степенью адгезии при мощности до 6 Вт в непрерывном режиме; контролировать зону некроза при диссекции, ширина которой практически соответствует диаметру оптоволокну, а также проводить абластику операционного поля расфокусированным излучением.

Методика эксперимента и результаты

В работе проанализированы возможности электро- и лазерокоагуляции при операциях на околоушной слюнной железе с применением электрохирургического аппарата ФОТЭК Е 352 и портативного полупроводникового лазера «Диолаз-940-6» с длиной волны 940 нм и световодом 400 мкм на экспериментальном (30 морских свинок) и клиническом (20 пациентов с доброкачественными опухолями околоушной слюнной железы) материалах. Температура определялась гибкой термопарой тип К (хромель–алюмель) (ТХА) MLG 135 Flex на мультиметре М4583/2Ц (фирма ELPRIB).

В рамках эксперимента на морских свинках проводили монополярную электрокоагуляцию в режимах от 10 до 36 Вт, лазерокоагуляцию – в режимах от 3 до 5 Вт. В табл. 1 приведены значения температуры тканей в процессе проведения электро- и лазерокоагуляции в 4 смоделированных операционных ситуациях (исходная температура 38 °С, экспозиция 1 с). При режимах 10 и 20 Вт коагуляция не происходила, отмечено локальное повышение температуры до 38,8 и 41,2 °С соответственно.

Таблица 1. Температурные реакции железистой ткани при применении электро- и лазерокоагуляции

Режимы, Вт / Условия	Электрод (световод) и ТХА на поверхности	Электрод (световод) на поверхности, ТХА на глубине 0,5см	Электрод (световод) и ТХА на глубине 0,8см на расстоянии 0,5см друг от друга	Электрод (световод) на поверхности, ТХА на глубине 1см
Электрокоагуляция				
24	44,80°С	43,80°С	48,20°С	43,20°С
28	50,20°С	45,00°С	49,80°С	45,40°С
32	54,20°С	46,60°С	52,40°С	48,20°С
36	55,80°С	51,60°С	56,20°С	50,20°С
Лазерокоагуляция				
3	41,20°С	38,40°С	41,80°С	38,00°С
4	45,20°С	39,60°С	44,80°С	38,20°С
5	48,80°С	42,80°С	49,20°С	38,40°С

Данные эксперимента были использованы в клинической практике для 10 пациентов с локализацией опухоли в наружной доле околоушной железы в проекции прохождения краевой ветви лицевого нерва. У пациентов было получено информированное согласие. При проведении оперативных вмешательств применялись те же режимы мощности, что и в

эксперименте. Основной группе (10 пациентов) проводилась лазерная коагуляция в режиме 4 Вт. Контрольной группе (10 пациентов) проводилась электрокоагуляция в монополярном режиме 24–28 Вт. При монополярной коагуляции междольковых прослоек адекватный режим составил 24–28 Вт. При этом перифокальная зона распространялась на железистые структуры, возникала необходимость многократного коагулирования в одном и том же месте за счет прилипания тканей к нагару, увеличивая зону некроза. При лазерокоагуляции указанные выше негативные процессы отсутствуют. Наступала устойчивая коагуляция сосудов и слюнных протоков. Лазерные струпы имели высокую степень адгезии. Работа одним кварцевым световодом существенно оптимизировала процесс диссекции тканей, уменьшая операционное время. В послеоперационном периоде были отмечены следующие осложнения (табл. 2):

Таблица 2. Послеоперационные осложнения

Осложнения	Сутки	1-е сутки	7-е сутки
		Основная группа	
Транзиторная нейропатия		3 (30 %)	1 (10 %)
		Контрольная группа	
Транзиторная нейропатия		6 (60 %)	5 (50 %)
Серома		3 (30 %)	-
Гематома		1 (10 %)	-
Слюнотечение из раны		1 (10 %)	-

В группе, в которой проводилась лазерная коагуляция во время оперативных вмешательств, транзиторная нейропатия краевой ветви в первые сутки после операции отмечалась у 3 пациентов, на 7-е сутки – у одного. В контрольной группе применение электрокоагуляции способствовало развитию в первые сутки 6 случаев транзиторной нейропатии, которая на 7-е сутки сохранилась у 5 пациентов. Также был отмечен 1 случай образования гематомы, у одного пациента наблюдалось слюнотечение из раны, у троих – образование серомы.

Заключение

1. Использование полупроводникового лазера приводит к локальному повреждению ткани в очаге воздействия и минимальному повышению температуры на расстоянии до 10 мм от зоны воздействия.
2. Лазерное излучение снижает риск повреждения близлежащих тканей, в частности, риск термотравмы лицевого нерва, обладает выраженным коагулирующим эффектом.
3. Благодаря лазерному излучению обеспечивается высокая степень коагуляции (надежное «заваривание») выводных протоков железистых органов).
4. Применение полупроводникового лазера позволяет работать на сухом операционном поле за счет прецизионного гемостаза, улучшить эргономику оперативного вмешательства.

ELECTROTHERMIC AND LAZER COAGULATION IN PAROTID GLANDS SURGERY

V.M. BAZYK-NOVIKOVA, M.D. AZHGIREI, T.B. LIUDCHYK, M.V. GOLTSEV, L.V. BUTKO

Abstract

Using electric and laser coagulation during the operations on parotid gland was analyzed in experiment, containing 30 cavies, which were divided into 2 groups; and during the operative treatment of parotid gland benign tumors in the group of 10 patients.

Keywords: electrocautery, laser photocoagulation, parotid gland.

Список литературы

1. Пачес А.И., Таболинская Т.Д. Опухоли слюнных желез. М., 2009.
2. Базык-Новикова О.М., Ажгирей М.Д., Бурлакова Т.В и др. // Матер. сателлитной дистанционной научн.-практ. конф. молодых ученых «Фундаментальная наука в современной медицине». Москва, 2015. С. 10–15.
3. Богатов В.В. // Стоматология. 2009. № 5. С. 37–39.
4. Минаев В.П., Жилин К.М. Современные лазерные аппараты для хирургии и силовой терапии на основе полупроводниковых и волоконных лазеров: рекомендации по выбору и применению. М., 2009.
5. Ляндрес И.Г. Лазерные технологии в стоматологии. М., 2007.

УДК 616.471:612.833]-085.84**МЕТОДОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ И АППАРАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ
ПОИСКА ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА
СИНОКАРОТИДНЫЕ РЕФЛЕКСОГЕННЫЕ ЗОНЫ**

А.Г. МРОЧЕК, А.Н. ОСИПОВ*, И.Д. КОЗЛОВ, А.В. ФРОЛОВ, В.С. ШЕКУНОВ*

*РНПЦ «Кардиология»**Р. Люксембург, 110, 220036, Минск, Беларусь***Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
П. Бровки 6, 220013, Минск, Беларусь**Поступила в редакцию 22 ноября 2016*

Разработана медицинская методология и создан аппаратно-программный комплекс для поиска параметров электрического воздействия на синокаротидные рефлексогенные зоны. Воздействие представляет поток электрических импульсов, чрезкожно влияющих на рефлексогенные зоны с целью оптимизации режима гемодинамики, в частности снижения артериального давления.

Ключевые слова: электрическая стимуляция, синокаротидные барорецепторы, артериальная гипертензия, артериальное давление, гипотензивный эффект.

Введение

Артериальная гипертензия (АГ) является широко распространенным заболеванием, вызывающим многочисленные сердечно-сосудистые осложнения, такие как мозговой инсульт, инфаркт миокарда, ишемическая болезнь сердца, хроническая сердечная недостаточность, гипертоническая энцефалопатия, значительно снижающим качество жизни и ее продолжительность. По данным ВОЗ она стоит на первом месте среди факторов ущерба для здоровья населения, всего мира [1]. В то же время повышенное артериальное давление на всех этапах становления, независимо от пола и возраста, является мощным, но потенциально устранимым фактором риска. Традиционным подходом к контролю артериального давления является пожизненная комбинированная, индивидуально подобранная фармакотерапия на фоне коррекции образа жизни [2]. Существуют, однако, многочисленные проблемы, снижающие эффективность данного подхода: побочные действия медикаментов, эффекты ускользания от действия препаратов, дороговизна медикаментов, нежелание пациентов строго следовать назначенному режиму лечения, предполагающему, как правило, пожизненный прием двух-трех препаратов, резистентные формы артериальной гипертензии [3]. Все это делает актуальным поиск альтернативных форм контроля артериального давления. Цель исследования – разработка медицинской методологии и создание аппаратно-программного комплекса для наружной стимуляции синокаротидной рефлексогенной зоны и поиска параметров электрического чрезкожного (неинвазивного) воздействия на эти зоны, дающих максимальный гипотензивный эффект.