

ОСОБЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОХИРУРГИИ ПРИ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВАХ В ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ОБЛАСТИ

М.Д. Ажгирей¹ Т.Б. Людчик², М.В. Гольцев¹, Т.В. Бурлакова¹

¹*Белорусский государственный медицинский университет, пр. Дзержинского, 83, БГМУ, каф мед. и биол. физики, 220116, Минск, Беларусь;*

E-mail: mgoltsev@mail.ru, lagrima94@mail.ru

²*Белорусская медицинская академия последипломного образования, ул. П. Бровки, 3, корп. 3 БелМАПО, каф. ЧЛХ, 220013, Минск, Беларусь, тел. +375 17 2938540*

E-mail: tatyana.lud@mail.ru

The peculiarities of using the high-pitched electro surgery at maxilla-facial area was learned, the optimal mode of electrosurgical generator for working on soft tissues was determined. Using the electrosurgical unit FOTEK E 352 for studying the tissues of parotid-masticatory area temperature reactions during the experiments in 10 cavities, which were divided into two groups; the surgical treatment of 14 patients' parotid gland benign tumors.

Применение высокочастотной (ВЧ) электрохирургии при проведении хирургического лечения в челюстно-лицевой области (ЧЛО) связано с необходимостью контролировать гемостаз при хирургических вмешательствах, при этом применяются 2 основных вида электрохирургии: электротомия и электрокоагуляция.

Для проведения электротомии необходимы следующие условия: быстрый нагрев до температуры, превышающей 100°C; длительные пики напряжения более 200 В, чтобы создать необходимую плотность тока; безупречная чистота поверхности рабочего электрода (наличие нагара ведет к снижению скорости нагрева). “Идеальная” электротомия реализуется при условии продвижения электрода без механического давления на ткань, так как механическое давление, оказываемое при резании на электрод, вызывает поломку тонкого электрода или образование излишнего струпа; ускорения рассечения ткани при этом не происходит [1,3].

Для электрокоагуляции рабочие режимы несколько отличны: необходимая температура нагрева ткани - от 70°C до 100°C, мощность относительно диссекции меньшая, пики напряжения менее 200 В. При этом вода испаряется из клетки без разрушения мембраны, клетка высушивается и сморщивается, белки денатурируют, что сопровождается образованием тромбов и гемостазом. В зависимости от типа электрической цепи можно применять монополярный (электрическая цепь замыкается через электрод пациента) и биполярный (источник тока соединен с двумя электродами, смонтированными в одном инструменте) методы воздействия на ткань.

Современные электрохирургические генераторы работают в диапазоне частот от 200 кГц до 3,3 МГц. Нижняя граница этого интервала обусловлена существованием нейромышечного эффекта воздействия тока, а верхняя граница является более свободной и определяется техническими соображениями. При очень высоких частотах становится трудным контролировать направление течения тока из-за появления ёмкостных пробоев и радиальной потери энергии, что может привести к ожогам тканей и поражению электрическим током [2].

Также большинство генераторов создаёт модулированные формы волн, находящихся в промежуточном положении между резанием и коагуляцией. Их называют “смешанными токами”. Это подразумевает, что часть клеток подвергается резанию, а часть коагулируется. По мере увеличения модуляции волны и возрастания напряжения тканевой эффект меняется в сторону усиления коагуляции и уменьшения резания.

Одной из главных особенностей применения электрохирургии является то, что ток идет по пути наименьшего сопротивления, где предпочтительное направление

определяется сосудами и протоковыми структурами [1,3]. В связи с этим возможно появление локальных термотравм, перепадов температуры тканей, дистрофии и некроза клеток – явлений, критичных для нормального функционирования окружающих биоструктур в пределах операционного поля при несоблюдении правил электрохирургического воздействия.

Особенности челюстно-лицевой области (ЧЛО) влияют на выбор как методики электрохирургии, так и режима работы необходимых аппаратов.

Цели и задачи исследования: установить режим работы электрохирургического генератора (оптимальную мощность, время воздействия) при хирургических вмешательствах на мягких тканях ЧЛО.

Материал и методы: электрохирургический аппарат ФОТЭК Е 352; термopара хромель-копель, градуировочная таблица ТХК и формула для ЭДС термopары; мультиметр М4583/2Ц (фирма ELPRIB); экспериментальный материал (10 морских свинок), разделенный на 2 группы (применялись моно- и биполярный режимы соответственно); клинический материал (14 пациентов) при оперативном лечении доброкачественных опухолей околоушной железы.



Рисунок 1 - ФОТЭК Е 352



Рисунок 2 - Термopара хромель-копель

Результаты и их обсуждение. Применение высокочастотной электрохирургии при оперативных вмешательствах в тканях челюстно-лицевой области изучалось в рамках эксперимента на морских свинках. Изучаемой областью была избрана околоушно-жевательная, т.к. она характеризуется обильным кровоснабжением, в ней располагаются такие мягкие ткани, как подкожно-жировая клетчатка, мышечная ткань, фасции, железистая ткань слюнной железы, проходят ветви лицевого нерва.

Используемая термopара хромель-копель имеет следующие особенности: диапазон температур – от -20°C до $+200^{\circ}\text{C}$; время стабильной работы – несколько десятков тысяч часов; высокая дифференциальная чувствительность.

Проводилась коагуляция в моно- и биполярном режимах при 6 значениях мощности (от 20 до 40 Вт) на подкожно-жировой клетчатке, мышечной ткани и ткани околоушной слюнной железы. Контактная коагуляция проводилась в режиме ЧИСТОЕ, а биполярная – БИ КОАГ. Экспозиция электрода – 1 секунда.

Таблица 1 - Оптимальные режимы мощности

Характеристика	Монополярный режим	Биполярный режим
Мощность для достижения коагуляции (Вт)	Подкожно-жировая клетчатка	
	24-32	30-40
	Мышечная ткань	
	28-34	30-40
	Железистая ткань	
	24-28	30-40

Отмечено, что при использовании биполярной коагуляции размеры видимого некроза в 2 раза превышают таковые при монополярной.

С помощью термопары хромель-копель, мультиметра М4583/2Ц были определены показатели температуры тканей до и после применения аппарата ФОТЭК Е 352. Расчеты производились с применением градуировочной таблицы ТХК и формулы для ЭДС термопары ($\mathcal{E} = \beta \cdot (T_2 - T_1)$, ($T_2 > T_1$), где \mathcal{E} – термо-ЭДС, β – чувствительность термопары, T_1 – температура окружающей среды = const, T_2 – температура поверхности тканей). Исходные данные: температура окружающей среды +22°C, температура поверхности тканей +26,6°C

N	1	2	3	4	5	среднее
\mathcal{E} , мВ	1,4	1,3	1,4	1,4	1,5	1,4
ΔT , °C	21,5	20	21,5	21,5	23	21,5
T_2 , °C	43,5	42	43,5	43,5	45	43,5
$\Delta T_{\text{тк}}$, °C	16,9	15,4	16,9	16,9	18,4	16,9

Таблица 3 - Температурные изменения в границах операционного поля (биполярный режим)

N	1	2	3	4	5	среднее
\mathcal{E} , мВ	1,65	1,7	1,7	1,55	1,65	1,65
ΔT , °C	25,4	26,15	26,15	23,85	25,4	25,4
T_2 , °C	47,4	48,15	48,15	45,85	47,4	47,4
$\Delta T_{\text{тк}}$, °C	20,8	21,55	21,55	19,25	20,8	20,8

Данные эксперимента были использованы в клинической практике при оперативных вмешательствах на околоушной слюнной железе у 14 пациентов. На использование данных эксперимента было получено информированное согласие. Пациентам с опухолями околоушной железы проводились частичная (9 пациентов) и субтотальная – (5 пациентов) резекции. При проведении операций применялись те же режимы мощности, что и в эксперименте.

Выводы. При работе аппаратом ФОТЭК Е 352 на мягких тканях ЧЛЮ наиболее удачным является использование монополярной коагуляции в следующих диапазонах мощности: подкожно-жировая клетчатка – 24-32 Вт; мышечные волокна – 28-34 Вт;

междолевые прослойки слюнной железы – 24-28 Вт. Также установлено локальное повышение температуры на 20,8°C при биполярной коагуляции и на 16,9°C при монополярной коагуляции на расстоянии 5 мм от зоны контакта электрод-ткань, что в дальнейшем приводит к повышению температуры ткани до 43,5°C и 47,4°C. Данный уровень температурных пиков соответствует диапазону необратимой термотравмы клетки с формированием зоны перифокального некроза.

Совокупность полученных экспериментальных данных с учетом способности электротока к туннелированию по сосудам и протокам позволяет предположить наличие ограничений применения ВЧ электрохирургии, даже в монополярном режиме, при работе на тканях слюнной железы.

Литература

1. Белов, С. В. Влияние параметров высокочастотного тока на коагуляцию тканей / С. В. Белов // Медицинская техника. – 1978. - №4. – С. 44 – 47.
2. Bussiere, R. L. Principles of electrosurgery / R. L. Bussiere. – Washington, USA: Tetran Inc., 2001. – 33 p.
3. Electrosurgery: pitfalls and recommendations / Y. Demitraş, S. Ayhan, R. Yavuzer etc // Gazi Medic Journal. – 2006. - № 17 (4). – 145-151.

ИЗМЕНЕНИЕ СТРУКТУРЫ ВОДЫ ПОД ДЕЙСТВИЕМ ИСПОЛЬЗУЕМЫХ В ФИЗИОТЕРАПИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОЛЕЙ И ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ИЗЛУЧЕНИЙ

В.В.Лукьяница

*Белорусский государственный медицинский университет, пр-т Дзержинского, 83, кафедра
медицинской и биологической физики, Минск, Беларусь, тел. +375 17 277 29 45,
E – mail: Lukyan.1952@mail.ru*

Abstract. It was found changes of water structure effected with UHF -, ENF- and laser-therapy apparatus. The water samples in a Petri dish after irradiation froze with dry ice. Then digital photography of microscopic structure of ice was studied. Furthermore, the water optical density was measured after the treatment. During the treatment of water domain structures were generated. The phenomenological model of the total primary mechanism of action is proposed.

Клиническое (физиотерапевтическое) применение электрических полей и электромагнитных излучений зачастую опережает разработку научных основ используемых методов [1]. В частности, до сих пор механизмы терапевтических эффектов электрических полей ультравысокой частоты (УВЧ), где наряду с прогревом тканей присутствуют и нетепловые эффекты, а также лазерного и КВЧ – излучений изучены недостаточно, о чем свидетельствует многообразие предлагаемых теорий [1, 2]. В то же время имеющиеся в литературе сведения со всей очевидностью указывают на ключевую роль воды в закономерностях взаимодействия ряда лечебных физических факторов с биологическими системами и на ее тесную связь с механизмами их действия на организм человека, состоящего на 70-80% [3,4]. Более того, в последнее время в научно развитых странах всего мира происходит быстрый процесс углубления и расширения физических знаний о воде, которая, как оказалось, обладает определенной структурой. Все это и определяет актуальность дальнейших исследований в этом направлении.

Целью данной работы является исследование влияния на структуру воды электрических и электромагнитных полей различных частотных диапазонов, используемых в аппаратах лазеро – , КВЧ– и УВЧ – терапии.