

($R=0.27$), медиально-латеральный размер правого предсердия (ПП) в 4-камерной позиции с ИЛ-6 ($R=0.35$), верхне-нижний размер ПП в 4-камерной позиции с ИЛ-6 ($R=0.36$) и ИЛ-10 ($R=0.23$), конечно-диастолический размер левого желудочка (ЛЖ) с ИЛ-6 ($R=0.24$), конечно-систолический размер левого желудочка с ИЛ-6 ($R=0.28$) и ИЛ-10 ($R=0.28$), конечно-диастолический объем ЛЖ с ИЛ-6 ($R=0.34$), конечно-систолический объем ЛЖ с ИЛ-6 ($R=0.46$) и ИЛ-10 ($R=0.29$), ФВ ЛЖ в М-режиме с ИЛ-6 ($R=-0.21$) и ИЛ-10 ($R=-0.3$), а также уровень систолического давления в легочной артерии с ИЛ-6 ($R=0,35$) и ИЛ-10 ($R=0.31$) ($p<0,05$).

Взаимосвязи между временем существования ФП и уровнем биомаркеров воспаления не выявлено.

Заключение

1. У пациентов с фибрилляцией предсердий наблюдаются более высокие уровни ИЛ-6 и ИЛ-10 в сравнении с таковыми у пациентов без аритмии.

2. Для пациентов с ФП и систолической дисфункцией характерно повышение уровня ИЛ-10, при этом наблюдается прямая корреляционная связь между значением цитокина и размерами предсердий, размерами и объемами левого желудочка, и уровнем систолического давления в легочной артерии. Фракция выброса имеет обратную взаимосвязь с уровнем ИЛ-10.

3. Уровень воспалительных биомаркеров не взаимосвязан с давностью существования ФП

Литература:

1. Aviles R. J., Martin D. O., Apperson-Hansen C., et al. Inflammation as a risk factor for atrial fibrillation // Circulation. – 2003. – Vol.108, № 24. – P.3006-10.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕРМИЧЕСКОЙ ТРАВМЫ У ЛАБОРАТОРНЫХ КРЫС

*Валентюкевич А. Л., Лапчук К. Д., Тарасова Н. А., Звоник И. В.,
Меламед В. Д.*

УО «Гродненский государственный медицинский университет»

Актуальность. Известны многие способы воспроизведения ожога кожи [1, 2], однако далеко не все отвечают поставленным задачам, предъявляемым к экспериментальной работе: адекват-

ный способ нанесения ожога, необходимость моделирования стандартных раневых поверхностей, возможность варьирования параметров температурного воздействия и временного фактора.

Цель работы – создание устройства для моделирования у лабораторных крыс стандартных по площади ожоговых ран разной степени поражения.

Материалы и методы. Исследования по созданию устройства для экспериментального моделирования ожоговых ран у лабораторных крыс были проведены на 30 белых крысах линии «Wyster» в возрасте 5-6 месяцев массой тела 180-200 г. Для проведения наркоза использовали ингаляционный способ подачи эфира по закрытому контуру. Ожоговые поверхности моделировали в межлопаточной области и нижних боковых поверхностях туловища ввиду максимальной толщины кожи в указанных местах.

Разработанное устройство состоит из нагревательного элемента, состоящего из рукоятки и наконечника. К нагревательному элементу через ручку посредством провода подсоединен регулятор напряжения (220В -50-60Гц до 1000 Ватт). К наконечнику присоединена термопара

($-50^{\circ}\text{C} \approx 700^{\circ}\text{C}$; $<400^{\circ}\text{C} - 0.75\% \pm 2.5^{\circ}\text{C}$), на втором конце соединенная с цифровым мультиметром (модель DT-838) для регистрации температуры на поверхности наконечника.

Форма и размеры медного наконечника круглой формы диаметром 2 см объясняются тем, что у 5-6-месячных крыс (линия «Wyster», самки, масса 180-200 г), использованных для экспериментальных исследований, межлопаточное расстояние не более 22-24 мм, в связи с чем при моделировании ожога исключено термическое воздействие на выступающие костные структуры (лопатки). В других случаях ожоги для их сравнительной оценки моделировали на симметричных участках (нижних боковых поверхностях туловища), которые по площади превышали площадь наконечника, что способствовало его равномерному предлежанию к коже лабораторной крысы.

Наконечник выполнен из меди (марка меди – М2, коэффициент теплопроводимости меди – $380 \text{ Дж/кг}\cdot^{\circ}\text{C}$), так как медь обладает высокой теплопроводностью, что обеспечивает равномерное нагревание всей поверхности пластины. Электронная схема

позволяет задавать необходимые параметры напряжения на нагревательный элемент. Термопара позволяет контролировать заданную температуру на медном наконечнике при моделировании ожога.

Устройство использовали следующим образом. Под эфирным наркозом по закрытому контуру производили удаление шерсти (выщипывание с последующим выбриванием) и обрабатывали 70% спиртом переднюю треть спины крысы в межлопаточной области, или симметричные участки боковых поверхностей нижних отделов туловища для последующего изучения в сравнительном аспекте глубины моделируемых ожогов. Подготавливали устройство для моделирования экспериментальной ожоговой раны. Нагревательный элемент через регулятор напряжения подсоединяли к сети (220В; 50Гц). Фазу в сети определяли с помощью цифрового мультиметра в соответствующем режиме. Термопару подключали к цифровому мультиметру, и присоединяли непосредственно к наконечнику для контроля температурного режима.

Наконечник прикладывали к обработанному месту на коже экспериментального животного. Температуру на наконечнике регулировали посредством изменения показателей регулятора напряжения. Время для нанесения контактного ожога определялось с помощью секундомера и было обусловлено задачами эксперимента.

Для оценки глубины распространения патологических изменений в коже, возникших при моделировании ожога, использовали гистологический метод – на 10-е сутки производили забор участка ожоговой раны с подлежащей кожей площадью до 1 см², и в растянутом состоянии фиксировали препарат в 10% растворе нейтрального формалина. Гистологические срезы кожи, полученные в двух взаимно перпендикулярных плоскостях, окрашивали гематоксилин-эозином. Интерпретация препаратов производилась при 50-кратном увеличении.

Результаты. Было установлено, что оптимальными параметрами для моделирования поверхностных ожогов явилось температурное воздействие на наконечнике 60°С при экспозиции 3 секунды. При этом отмечалась незначительная гиперемия кожных покровов в месте контактного ожога. На десятые сутки у

крысы происходило отторжение струпа, на месте которого, на фоне всей самоэпителизированной раны, визуально определялись лишь единичные дезэпителизированные участки. Имели место отрастающие волосы на всей поверхности ожоговой раны.

При гистологическом исследовании препарата на 10-е сутки отчетливо прослеживаются все слои кожи в виде эпидермиса, представленного многослойным плоским эпителием, дермы (соединительнотканная часть кожи), истонченной подкожной основой и мышечным слоем. В дерме отмечены единичные участки молодой рыхлой соединительной ткани.

С целью моделирования контактных глубоких ожогов использовали температурные параметры от 90°C до 110°C при временной экспозиции от 3 до 20 секунд. В результате варьирования показателей температуры и времени установлено, что оптимальными параметрами явилось температурное воздействие 90°C при временной экспозиции в 5 сек., когда достигалось моделирование глубоких ожогов кожи при минимальных вышеуказанных параметрах температуры и времени воздействия.

Непосредственно после моделирования глубокого контактного ожога визуально определялось резкое побледнение кожи, ее морщинистость, единичные петехии; пальпаторно – уплотнение тканей. На 10-е сутки ожоговая поверхность была выполнена струпом коричневого цвета, плотно спаянного с дном раны. После иссечения струпа визуально были поражены все слои кожи, дном раны являлась фасция и мышцы.

При гистологическом исследовании глубокого контактного ожога на 10-е сутки определяется коагуляционный некроз с полным отсутствием эпидермиса, отеком, дистрофией и очагами некроза в дерме и массивной инфильтрацией полиморфноядерными лейкоцитами. Полиморфно-клеточная очаговая воспалительная инфильтрация жировой ткани. В подкожно-жировой клетчатке визуализируются расширенные и полнокровные сосуды. В подлежащих отделах – мышечные волокна с межмышечным отеком и воспалительными инфильтратами. Единичные участки незрелой грануляционной ткани с полнокровием капилляров, очаговыми кровоизлияниями, гнойно-некротическими наложениями на поверхности.

Выводы. Разработано устройство для моделирования ожоговых ран разной степени поражения у лабораторных крыс, позволяющее экспериментально обосновывать эффективность того или иного консервативного метода лечения, оценивать результаты дермопластики в зависимости от характеристик дермотрансплантатов и рецептивного ложа.

Литература:

1. Легеза, В. И. Актуальные вопросы экспериментального моделирования термических ожогов кожи / В. И. Легеза, В. Н. Хребтович, Е. В. Зиновьев // Патологическая физиология и экспериментальная терапия. – 2004. – Т.2 – С. 25 - 28.

2. Kempf, M. Important improvements to porcine skin burn models in search of the perfect burn / M. Kempf, [et al.] // Burns. – 2009. – Vol. 35. – P. 454–455.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ОТМОРОЖЕНИЙ У ЛАБОРАТОРНЫХ КРЫС

*Валентюкевич А. Л., Лапчук К. Д., Тарасова Н. А., Меламед В. Д.
УО «Гродненский государственный медицинский университет»*

Актуальность. Отморожения являются одним из наиболее тяжелых видов термической травмы [1]. Многие аспекты холодовой травмы остаются нерешенными, что обуславливает необходимость разработок экспериментальной модели отморожения [2].

Цель работы – создание устройств, позволяющих моделировать стандартные по площади поверхностные и глубокие отморожения у лабораторных крыс.

Материалы и методы. Исследования по созданию устройства для экспериментального моделирования отморожений были проведены на 20 белых лабораторных крысах линии «Wyster» в возрасте 5-6 месяцев массой тела 180-200 г. Для проведения наркоза использовали ингаляционный способ подачи эфира по закрытому контуру.

Сконструированное устройство для моделирования контактных отморожений представлено в виде медного холодого контейнера в форме закрытого цилиндра диаметром 25 мм, высотой 10 мм (марка меди – М2, коэффициент теплопроводимости меди – 380 Дж/кг·°С), у которого сверху, отступив от края по направлению в центр на 2 мм, впаяна входная медная канюля,