



ВЛИЯНИЕ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ДЛИНОЙ ВОЛНЫ 0,97 И 1,94 мкм НА РЕГЕНЕРАЦИЮ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ РТА В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

С. В. Тарасенко¹, prof_tarasenko@rambler.ru,
А. Б. Шехтер¹, В. П. Минаев², Е. А. Морозова¹,
А. М. Гуторова¹, А. Н. Журавлев¹
¹ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И. М. Сеченова
Минздрава России (Сеченовский Университет),
Москва, Россия
²ООО НТО "ИРЭ-Полюс", г. Фрязино, Моск. обл.

В статье представлены данные об особенностях процессов регенерации ран слизистой оболочки рта лабораторных животных после воздействия излучения лазерных аппаратов с длиной волны излучения 1,94 и 0,97 мкм при различных мощностях излучения. Известно, что лазерное излучение, воздействуя на слизистую оболочку ротовой полости, вызывает коагуляционный некроз и последующую воспалительную реакцию ткани с деструкцией эпителия, слизистой оболочки и частично мышечной ткани. Установлено, что регенерация тканей и заживление раневого дефекта замедляется при увеличении мощности.

ВВЕДЕНИЕ

Широкое распространение лазеров в хирургической стоматологии обусловлено следующими позитивными свойствами лазерного излучения: асептика тканей при рассечении, надежный гемостаз и лимфостаз, выраженный обезболивающий, абластический эффекты, противовоспалительное действие за счет снижения проницаемости сосудистой стенки, стимуляция обменных процессов и процессов регенерации, повышение содержания тканевого кислорода, что ускоряет регенерацию и предотвращает образование грубых рубцов, снижение вероятности послеоперационных осложнений [1, 2, 5, 7–11]. Однако имеются лишь отдельные сообщения, представляющие данные сравнительного анализа регенерации тканей при использовании различных лазерных

0.97 AND 1.94 μm WAVELENGTH LASER RADIATION EFFECT ON THE ORAL MUCOUS MEMBRANE REGENERATION IN THE EXPERIMENT

S. V. Tarasenko¹, prof_tarasenko@rambler.ru,
A. B. Shekhter¹, V. P. Minaev², E. A. Morozova¹,
A. M. Gutorova¹, A. N. Zhuravlev¹
¹FSAEI of HE Sechenov First MSMU, Ministry of
Health of Russia (Sechenov University), Moscow,
Russia
²LLC "TS IRE-Polyus", Fryazino, Moscow reg.

The article presents data on the peculiarities of the processes of regeneration of wounds of the oral mucous membrane of laboratory animals after exposure to laser radiation with a wavelength of 1.94 and 0.97 μm at various radiation powers. It is known that oral mucous membrane exposed to laser radiation is prone to coagulation necrosis and the subsequent inflammatory reaction of the tissue with destruction of the epithelium, mucous membrane and partially muscular tissue. It has been established that tissue regeneration and wound defect healing slows down with increasing power.

INTRODUCTION

The wide distribution of lasers in surgical dentistry is due to the following positive properties of laser radiation: tissue asepsis during dissection, reliable hemostasis and lymphostasis, pronounced anesthetic, ablastic effects, anti-inflammatory effect by reducing vascular wall permeability, stimulation of metabolic processes and regeneration processes, increased tissue oxygen content, which speeds up the regeneration and prevents the formation of coarse scars, reducing the likelihood of postoperative complications [1, 2, 5, 7–11]. However, there are only a few reports presenting the data of a comparative analysis of tissue regeneration using different laser systems [2]. Tissue regeneration is an adjustable, cascade and multicomponent morphofunctional process [3]. The reasonable choice of a low-impact alteration instrument for surgical intervention allows



систем [2]. Регенерация тканей – регулируемый, каскадный и многокомпонентный морфофункциональный процесс [3]. Обоснованный выбор малотравматичного инструмента альтерации для хирургического вмешательства позволяет создать оптимальные условия регенерации тканей, находящихся в зоне вмешательства. В клиническую практику активно внедряются хирургические лазерные технологии, которые благодаря точному регулированию мощности и других параметров создают минимальную зону термического повреждения. Перспективой оптимизации течения раневого процесса является регулирующее влияние на баланс между хирургической альтерацией, стимуляцией регенерации и контролем воспаления [1].

Репаративная регенерация является генетически детерминированным процессом, однако различные ткани и органы по степени развития рубца существенно отличаются друг от друга. Процесс заживления кожных ран существенно отличается от процесса заживления ран слизистой оболочки рта. Установление причин этого может привести к разработке новых методов, позволяющих контролировать ход процессов репаративной регенерации в различных частях тела, в том числе и полости рта [6, 12–14].

Появление отечественных портативных, надежных и недорогих аппаратов ЛСП-"ИРЭ-Полюс" на основе волоконных и полупроводниковых лазеров, генерирующих излучение с длинами волн 1,94 и 0,97 мкм, по разному действующих на мягкие биоткани, расширяет арсенал врачей, дает им новые возможности. При этом надо учитывать, что лазер с длиной волны $\lambda=0,97$ – диодный, а лазер с длиной волны $\lambda=1,94$ – волоконный. Излучение лазерных диодов с волоконным выводом – это излучение с помощью специальных сварных элементов, которое сводится в единое волокно, а из него через разъем подается в рабочий световод. Разработанные технологии позволяют ввести в устройство участок активированного волокна с волоконными аналогами зеркал, образующими волоконный лазер. При этом появляется возможность получения лазерного излучения с другими длинами волн. Фактически такое устройство представляет собой моток оптического волокна с приваренными к нему лазерными диодами и, благодаря свойствам волокна удерживать свет, не нуждается в юстировке и не боится внешних механических воздействий вплоть до величин, приводящих к разрушению волокна. Внутри волокна нет доступа пыли и влаги [4].

creating optimal conditions for the regeneration of tissues located in the intervention zone. Surgical laser technologies are being actively introduced into clinical practice, which, thanks to precise power control and other parameters, create a minimal zone of thermal damage. The prospect of optimizing the course of the wound process is a regulating effect on the balance between surgical alteration, stimulation of regeneration and control of inflammation [1].

Reparative regeneration is a genetically determined process; however, different tissues and organs differ significantly in the degree of scar development. The healing process of skin wounds is significantly different from the healing process of wounds of the oral mucous membrane. Establishing the reasons for this may lead to the development of new methods to control the course of reparative regeneration processes in various parts of the body, including the oral cavity [6, 12–14].

The emergence of domestic portable, reliable and cost-efficient LSP-"IRE-Polyus" devices based on fiber and semiconductor lasers that generate radiation with a wavelength of 1.94 and 0.97 microns, differently impacting on the soft tissues, expands the arsenal of doctors, gives them new opportunities. It should be borne in mind that the laser with a wavelength of 0.97 is a diode one, and the laser with a wavelength of 1.94 is a fiber one. The radiation of laser diodes with fiber output is radiation by means of special welded elements, which is reduced to a single fiber, from which it is fed through the connector to the working optical fiber. The developed technologies allow introducing into the device a portion of activated fiber with fiber analogs of mirrors that form a fiber laser. In this case, it becomes possible to obtain laser radiation with different wavelengths. In fact, such a device is a coil of optical fiber with laser diodes welded to it and, due to the properties of the fiber to retain light, it does not need to be adjusted and is not afraid of external mechanical effects up to the magnitude leading to the destruction of the fiber. No access of dust and moisture is possible inside the fiber [4].

Therefore, to implement the possibilities of using these lasers in the clinic of surgical dentistry, it is necessary to study the characteristics of the results of such an impact, determine the optimal operating modes for oral mucous membrane.

The purpose of the research is to experimentally study the features of reparative processes of the oral



Следовательно для реализации возможностей использования этих лазеров в клинике хирургической стоматологии необходимо изучение особенностей результатов такого воздействия, определение оптимальных режимов работы на слизистой оболочке рта.

Цель работы – в эксперименте изучить особенности репаративных процессов слизистой оболочки рта при альтерации лазерным излучением импульсно-периодических лазеров с длиной волны 0,97 мкм и 1,94 мкм различной мощности.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Экспериментальное исследование выполнено на кафедре хирургической стоматологии Института стоматологии ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И. М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет). Исследование являлось одноцентровым, проспективным – группы изучения формировались до начала эксперимента, рандомизированным (случайные выборки) и сравнительным.

В эксперименте использовались 18 кроликов породы Шиншилла, самцы массой тела 3,5–4,0 кг, средняя масса $3,7 \pm 0,2$ кг, в возрасте 6 месяцев, содержащихся в условиях вивария, согласно правилам лабораторной практики при проведении доклинических исследований в РФ (ГОСТ Р50258–92, ГОСТ 351000.3–96 и 51000.4–96).

Изучены биоптаты слизистой оболочки рта при использовании импульсно-периодических лазеров с длиной волны 0,97 мкм и 1,94 мкм с мощностью излучения 1,2 Вт, 1,5 Вт и 1,8 Вт.

Перед оперативным вмешательством животных взвешивали и рассчитывали количество вводимых препаратов. Выполняли премедикацию и наркоз комбинацией препаратов "Ронитар" (3 мг/кг массы животного) и "Золетил" (5 мг/кг массы животного), адекватный оперативному вмешательству. Препараты применяли разово, внутримышечно. В условиях операционной, с соблюдением правил асептики и антисептики животным формировали дефект на слизистой оболочке щеки лазерными излучениями с длинами волн 1,94 и 0,97 мкм в импульсно-периодическом режиме работы при длительности импульса 400 мс, длительность паузы 500 мс. Световод лазера располагали на расстоянии 1 мм от поверхности слизистой оболочки, время воздействия составляло 5 секунд. Контролем служила слизистая оболочка правой (интактной) щеки.

Все животные были распределены на 6 групп исследования. У животных 1-й группы раневой

mucous membrane when laser radiation is altered by repetitively pulsed lasers with a wavelength of 0.97 μm and 1.94 μm of various powers.

MATERIALS AND RESEARCH METHODS

The experimental study was performed at the Department of Surgical Dentistry of the Institute of Dentistry of FSAEI of HE Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of Russia (Sechenov University). The study was single-center, prospective (the study groups were formed prior to the beginning of the experiment), randomized (random samples) and comparative.

The experiment involved 18 rabbits of the chinchilla breed, males weighing 3.5–4.0 kg, average weight 3.7 ± 0.2 kg, at the age of 6 months, kept in vivarium conditions, according to the rules of laboratory practice when conducting preclinical studies in the Russian Federation (GOST R50258–92, GOST 351000.3–96 and 51000.4–96).

Biopsy specimens of the oral mucous membrane were studied using pulsed-periodic lasers with wavelengths of 0.97 μm and 1.94 μm with a radiation power of 1.2 W, 1.5 W and 1.8 W.

Before surgery, the animals were weighed and the number of injected drugs was calculated. Premedication and anesthesia were carried out with the combination of Ronitar (3 mg/kg animal body weight) and Zoletil (5 mg/kg animal body weight), adequate for surgical intervention. The drugs were used once, intramuscularly. Under surgery conditions, in compliance with the aseptic and antiseptic rules, a defect on the cheek mucosa of the animals was formed with laser radiation with wavelengths of 1.94 and 0.97 μm in a pulse-periodic mode of operation with a pulse duration of 400 ms, a pause duration of 500 ms. The laser fiber was positioned at a distance of 1 mm from the mucous membrane surface, the exposure time was 5 seconds. The control was the mucous membrane of the right (intact) cheek.

All animals were divided into 6 study groups. The animals of the 1st group had the wound defect formed by the radiation of LSP-"IRE-Polus" (1.94 μm / 5 W) laser with a pulse duration of 400 ms, a pause of 500 ms, and a radiation power of 1.2 W. The animals of the 2nd group had the wound defect formed by the same laser radiation, but with increased power up to 1.5 W. The animals of the 3rd group had the wound defect formed when the power increased to 1.8 W. In the 4th group, the wound defect in animals was formed by

дефект был сформирован излучением лазера ЛСП – "ИРЭ-Полюс (1,94 мкм/5 Вт)" при длительности импульса 400 мс, паузы 500 мс и мощности излучения 1,2 Вт. У животных 2-й группы раневой дефект был сформирован таким же лазерным излучением, но с увеличенной до 1,5 Вт мощностью. У животных 3-й группы при формировании раневого дефекта мощность увеличена до 1,8 Вт. В 4-й группе раневой дефект животным формировали излучением лазера ЛСП – "ИРЭ-Полюс (0,97 мкм/10Вт)" при длительности импульса 400 мс, 500 мс и мощности излучения 1,2 Вт. У животных 5-й группы раневой дефект был сформирован таким же лазерным излучением, но мощностью 1,5 Вт. У животных 6-й группы при формировании раневого дефекта мощность увеличена до 1,8 Вт.

Животных выводили из эксперимента путем избыточного введения гексанала на 3-и, 7-е, 14-е сутки после операции. Макропрепараты слизистой оболочки отправляли на гистологическое исследование.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Установлено, что при воздействии на слизистую оболочку лазерным излучением с длиной волны 1,94 мкм, мощностью 1,2 Вт на 3 сутки, у всех животных в зоне воздействия имеется раневой дефект с разрушенным эпителием (рис. 1). Поверхность дефекта покрыта фибрином, отмечается нейтрофильная инфильтрация с примесью макрофагов и лимфоцитов. Сосуды полнокровны, имеются единичные диапедезные кровоизлияния. На поверхности раны образуется фибринозно-лейкоцитарный слой, под ним частично некротизированная мышечная оболочка с нейтрофильно-эозинофильной инфильтрацией. При воздействии на слизистую оболочку лазером длиной волны 0,97 мкм мощностью 1,2 Вт на 3-и сутки в области альтерации также наблюдаются деструкция эпителия, участки коагуляционного некроза в слизистой оболочке и мышечной ткани, но в меньшей степени (рис. 2).

При воздействии на слизистую оболочку лазером длиной волны 1,94 мкм и мощностью 1,5 Вт на третьи сутки в области операции эпителий отсутствует, обнаруживается очаг коагуляционного некроза мышечной ткани (рис. 3). Строма между некротизированными мышечными волокнами инфильтрирована нейтрофилами и эозинофилами, сосуды расширены и полнокровны. При воздействии лазером длиной волны 0,97 мкм и мощностью 1,5 Вт в области лазерного воздействия эпителий подвергается деструкции, некро-

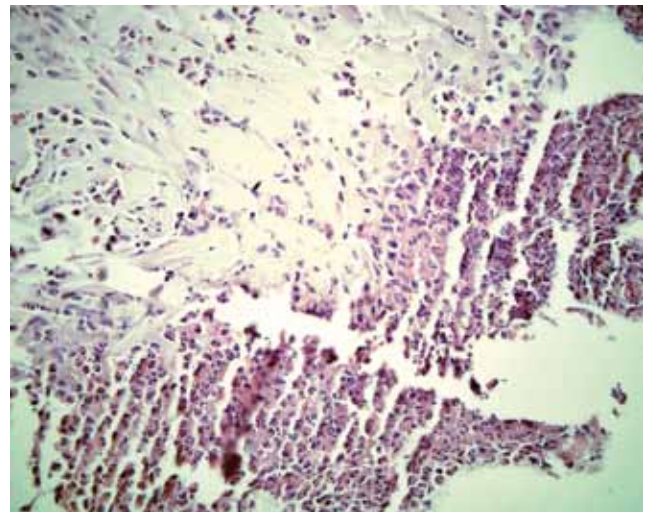


Рис. 1. Раневой дефект слизистой оболочки щеки кролика на 3-и сутки ($\lambda=1,94$ мкм; мощность 1,2 Вт; окраска гематоксилин-эозин, увеличение $\times 400$)

Fig. 1. Wound defect of the mucous membrane of the cheek of the rabbit on day 3 ($\lambda=1.94$ μm ; Power 1.2 W; Staining – hematoxylin-eosin, magnification $\times 400$)

the radiation of "LSP – "IRE-Polyus (0.97 μm / 10 W)" laser with a pulse duration of 400 ms, 500 ms and an output power of 1.2 W. In animals of the 5th group, the wound defect was formed by the same laser radiation, but with a power of 1.5 W. In animals of the 6th group, during the formation

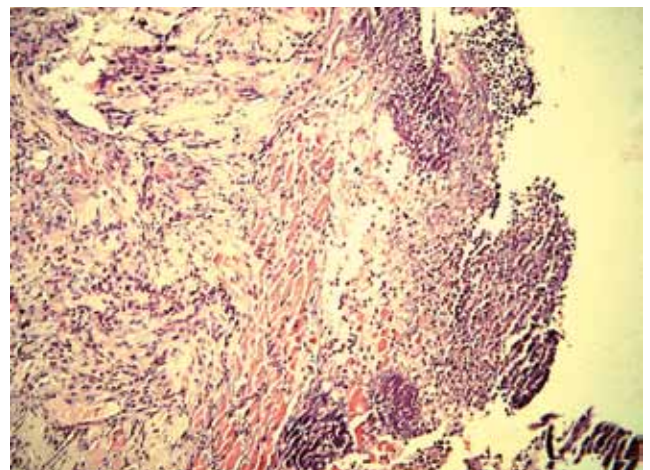


Рис. 2. Раневой дефект слизистой оболочки щеки кролика на 3-и сутки ($\lambda=0,97$ мкм; мощность 1,2 Вт; окраска гематоксилин-эозин, увеличение $\times 400$)

Fig. 2. Wound defect of the mucous membrane of the cheek of the rabbit on day 3 ($\lambda=0.97$ μm ; Power 1.2 W; Staining – hematoxylin-eosin, magnification $\times 400$)

тические и воспалительные изменения выражены слабее, чем у животных при использовании лазера длиной волны 1,94 мкм (рис. 4).

На третьи сутки после альтерации слизистой оболочки лазерным излучением с длиной волны 1,94 мкм и мощностью 1,8 Вт очаг коагуляционного некроза мышечной ткани по размеру больше, чем при мощности лазера 1,5 Вт. Вокруг очага некроза отмечается тромбоз сосудов, нейтрофильная инфильтрация, с примесью лимфоцитов и макрофагов и начинающейся пролиферацией фибробластов (рис. 5). При увеличении мощности лазера длиной волны 0,97 мкм до 1,8 Вт у всех животных в области альтерации отмечаются крупные участки некроза мышечной ткани с выраженной нейтрофильной инфильтрацией (рис. 6).

На 7-е сутки при использовании лазера длиной волны 1,94 мкм, мощностью 1,2 Вт дефект эпителизируется только с краев, в фиброзно-рубцовой ткани сохраняется нейтрофильно-эозинофильная инфильтрация. При использовании лазера длиной волны 0,97 мкм и мощностью 1,2 Вт на 7-е сутки в отличие от группы животных, в опыте с которыми был использован лазер длиной волны 1,94 мкм, у всех животных наблюдается эпителизация в области воздействия, эпителий утолщен по сравнению с интактным (рис. 7). При использовании лазера длиной волны 1,94 мкм, мощностью 1,2 Вт аналогичную картину наблюдали на 14-е сутки, когда раневой дефект полностью эпителизирован (рис. 8).

При воздействии на слизистую оболочку лазером длиной волны 1,94 мкм, мощностью 1,5 Вт на 7-е сутки зона некроза уменьшается и замещается грануляционной тканью, состоящей из тяжёлых пролиферирующих фибробластов, коллагеновых волокон и многочисленных сосудов. Сохраняется умеренная нейтрофильно-эозинофильная инфильтрация. При мощности лазера 1,5 Вт с длиной волны 0,97 мкм на 7-е сутки у всех животных дефекты эпителизированы, под эпителием образуется фиброзно-рубцовая ткань.

На 7-е сутки при использовании лазера с длиной волны 1,94 мкм, мощностью 1,8 Вт сохраняются очаги коагуляционного некроза подлежащих мышц. Подлежащая мышечная пластинка почти полностью замещена рубцово-фиброзной тканью, частично покрытой регенерирующим эпителием. Фиброзная ткань состоит из коллагеновых волокон и фибробластов.

На 14 сутки при мощности воздействия лазера длиной волны 1,94 мкм 1,5 Вт у всех животных полная эпителизация раневой поверхности, под ней

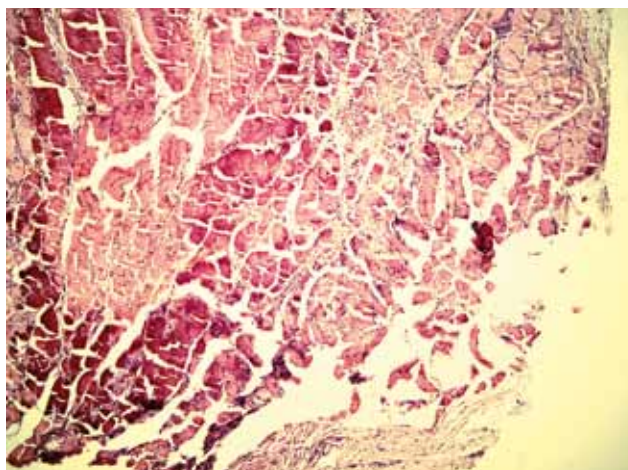


Рис. 3. Раневой дефект слизистой оболочки щеки кролика на 3-и сутки ($\lambda=1,94$ мкм; мощность 1,5 Вт; окраска гематоксилин-эозин, увеличение $\times 200$)

Fig. 3. Wound defect of the mucous membrane of the cheek of the rabbit on day 3 ($\lambda=1.94 \mu\text{m}$; Power 1.5 W; Staining – hematoxylin-eosin, magnification $\times 200$)

of a wound defect, the power was increased to 1.8 W.

The animals were removed from the experiment by excessive administration of hexanal on the 3rd, 7th, 14th day after the operation. Gross specimens of the mucous membrane were sent for histological examination.

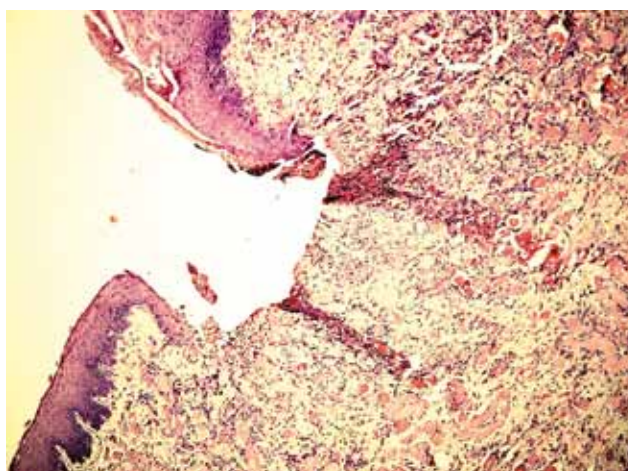


Рис. 4. Раневой дефект слизистой оболочки щеки кролика на 3-и сутки ($\lambda=0,97$ мкм; мощность 1,5 Вт; окраска гематоксилин-эозин, увеличение $\times 200$)

Fig. 4. Wound defect of the mucous membrane of the cheek of the rabbit on day 3 ($\lambda=0.97 \mu\text{m}$; Power 1.5 W; Staining – hematoxylin-eosin, magnification $\times 200$)

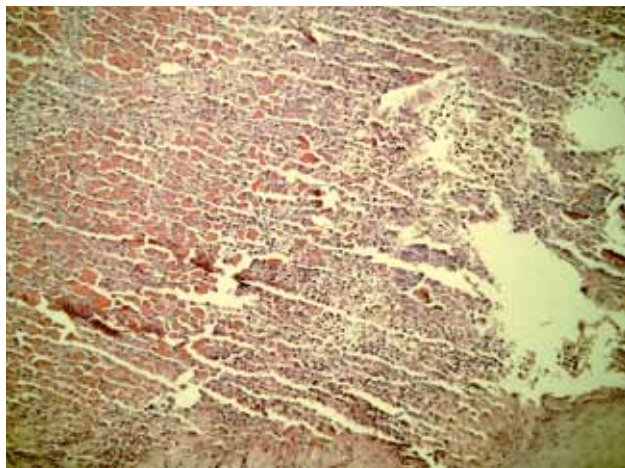


Рис. 5. Раневой дефект слизистой оболочки щеки кролика на 3-и сутки ($\lambda=1,94$ мкм; мощность 1,8 Вт; окраска гематоксилин-эозин, увеличение $\times 200$)

Fig. 5. Wound defect of the mucous membrane of the cheek of the rabbit for 3 days ($\lambda=1.94$ μm ; Power 1.8 W; Staining – hematoxylin-eosin, magnification $\times 200$)

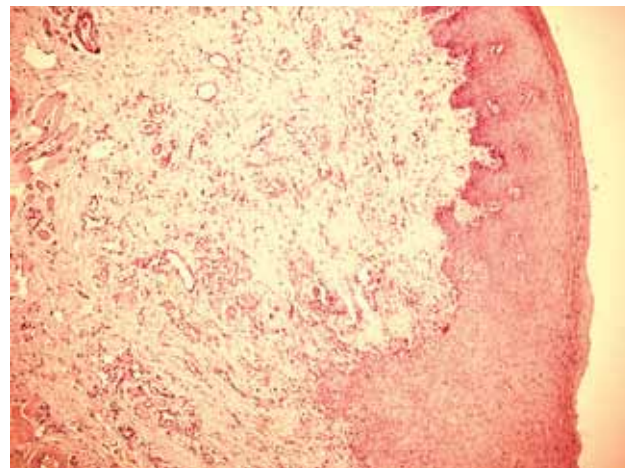


Рис. 7. Полная эпителизация дефекта, инволюция фиброзной ткани ($\lambda=0,97$ мкм, мощность 1,2 Вт, 7-е сутки; окраска гематоксилин-эозин, увеличение $\times 200$)

Fig. 7. Complete epithelialization of the defect, involution of fibrous tissue ($\lambda=0.97$ μm , power 1.2 W, day 7; Staining – hematoxylin-eosin, magnification $\times 200$)

располагается фиброзно-рубцовая ткань, сохраняются очаги воспалительной инфильтрации.

При мощности воздействия лазера длиной волны 1,94 мкм 1,8 Вт на 14 сутки эпителизация дефекта завершилась. Под эпителием крупное поле рубцовой ткани с воспалительной инфильтрацией.

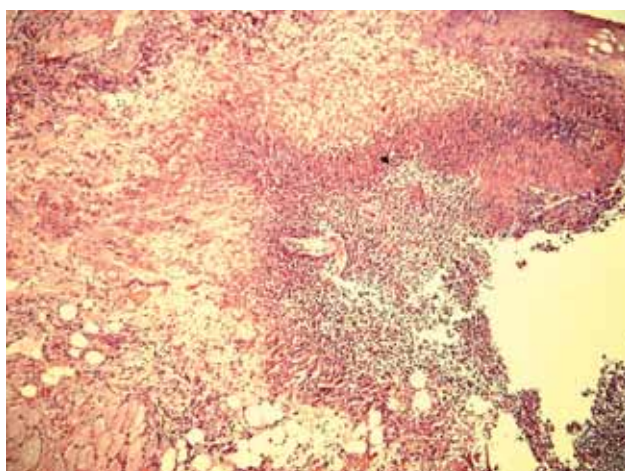


Рис. 6. Раневой дефект слизистой оболочки щеки кролика на 3-и сутки ($\lambda=0,97$ мкм; мощность 1,8 Вт; окраска гематоксилин-эозин, увеличение $\times 200$)

Fig. 6. Wound defect of the mucous membrane of the cheek of the rabbit on day 3 ($\lambda=0.97$ μm ; Power 1.8 W; Staining – hematoxylin-eosin, magnification $\times 200$)

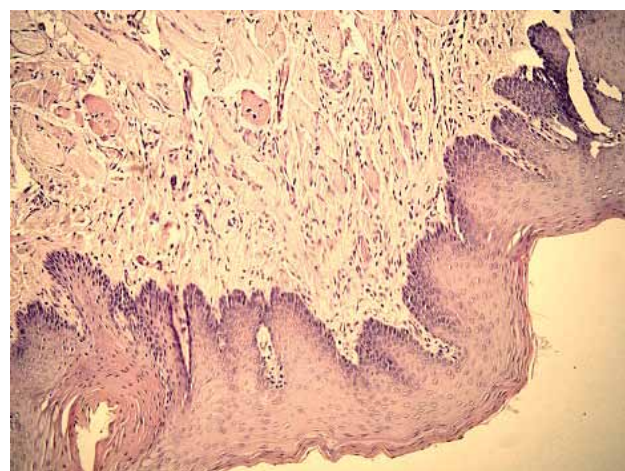


Рис. 8. Полная эпителизация дефекта, инволюция фиброзной ткани ($\lambda=1,94$ мкм, мощность 1,2 Вт, 14-е сутки; окраска гематоксилин-эозин, увеличение $\times 200$)

Fig. 8. Complete epithelialization of the defect, involution of fibrous tissue ($\lambda=1.94$ μm , Power 1.2 W, day 14; Staining – hematoxylin-eosin, magnification $\times 200$)

RESULTS AND DISCUSSION

It was found that when the mucous membrane was exposed to laser radiation with a wavelength of 1.94 μm , 1.2 W for 3 days, all animals in the affected area have a wound defect with a destroyed epithelium (Fig. 1). The surface of the defect is covered with fibrin, neutrophilic infiltration is

На 14 сутки, при воздействии на слизистую оболочку лазером с длиной волны 0,97 мкм, мощностью 1,2 Вт, эпителий зрелый и дифференцированный. При использовании мощности излучения 1,5 Вт лазера длиной волны 0,97 мкм у всех животных под эпителизированным дефектом слой соединительной ткани с умеренной лимфо-макрофагальной инфильтрацией, пролиферацией фибробластов и продольным расположением коллагеновых волокон. При увеличении мощности до 1,8 Вт у всех животных лазерные дефекты эпителизированы, эпителий зрелый хорошо дифференцирован. Под эпителием рубцовая ткань без заметной воспалительной инфильтрации, отчетливо видна резорбция мышечных волокон.

С целью установления различий в динамике раневого процесса мягких тканей полости рта была изучена глубина термического повреждения тканей и протяженность зоны коагуляционного некроза. Установлено, что средняя глубина коагуляционного некроза на 3 сутки при использовании лазера с длиной волны 0,97 мкм варьировала от 623,5±79,3 мкм до 995,7±55,7 мкм при мощности от 1,2 до 1,8 Вт, при использовании лазера с длиной волны 1,94 мкм мощностью от 1,2 до 1,8 Вт средняя глубина коагуляционного некроза на 3 сутки составила от 645,3±28,9 мкм до 1035±80,2 мкм. На 3 сутки наименьшая средняя глубина коагуляционного некроза отмечена при мощности воздействия 1,2 Вт лазером с длиной волны 0,97 мкм – 623,5±79,3 мкм, наибольшая при мощности воздействия 1,8 Вт лазером с длиной волны 1,94 мкм – 1035±80,2 мкм. При воздействии на слизистую оболочку полости рта кролика лазером "ИРЭ-Полюс (0,97 мкм/10Вт)" мощностью 1,5 Вт и 1,8 Вт по сравнению с "ИРЭ-Полюс (1,94 мкм/5 Вт)" отмечены достоверные различия глубины коагуляционного некроза раны на 3 сутки (766,3±67,8 мкм и 851,8±41,6 мкм) и (995,7±55,7 мкм и 1035±80,2 мкм) соответственно, при мощности излучения 1,2 Вт различия были не достоверными (623,5±79,3 мкм и 645,33±28,9 мкм) (табл. 1).

Из данных таблицы следует, что глубина коагуляционного некроза варьировалась в зависимости от мощности лазерного излучения как при воздействии лазера $\lambda=0,97$ мкм, так и при использовании лазера $\lambda=1,94$ мкм.

Глубина зоны коагуляционного некроза (мкм) слизистой оболочки кролика при воздействии лазерного излучения различной мощности с длиной волны 0,97 мкм и 1,94 мкм на 3 сутки ($M \pm m$)

The depth of the coagulation necrosis area (μm) of the rabbit mucous membrane when exposed to laser radiation of different power with a long wavelength of 0.97 μm and 1.94 μm for 3 days ($M \pm m$)

Мощность (Вт) Power (W)	Лазер, $\lambda=0,97$ мкм Laser, $\lambda=0,97 \mu\text{m}$	Лазер, $\lambda=1,94$ мкм Laser, $\lambda=1,94 \mu\text{m}$	P
1,2	623,5 ± 79,3	645,3 ± 28,9	0,12
1,5	766,3 ± 67,8	851,8 ± 41,6	0,00
1,8	995,7 ± 55,7	1035 ± 80,2	0,00

* $p < 0,05$

noted with an admixture of macrophages and lymphocytes. The vessels are full-blooded, there are single diapedemic hemorrhages. A fibrinous-leukocyte layer is formed on the surface of the wound, and under it a partially necrotic muscular membrane with neutrophilic-eosinophilic infiltration. When the mucous membrane was exposed to a laser with a wavelength of 0.97 μm , a power of 1.2 W for 3 days in the region of alteration, destruction of the epithelium, areas of coagulation necrosis in the mucosa and muscle tissue, but to a lesser extent, are also observed (Fig. 2).

When the mucous membrane was exposed to a laser with a wavelength of 1.94 μm , a power of 1.5 W, for 3 days, the epithelium is absent in the area of operation, the center of coagulation necrosis of muscle tissue is detected (Fig. 3). The stroma between necrotic muscle fibers is infiltrated with neutrophils and eosinophils, the vessels are dilated and full-blooded. When exposed to a laser with a wavelength of 0.97 μm and a power of 1.5 W, the epithelium undergoes destruction in the area of laser radiation, necrotic and inflammatory changes are less pronounced than in animals exposed to a laser with a wavelength of 1.94 μm (Fig. 4).

On day 3 after alteration of the mucous membrane by laser radiation with a wavelength of 1.94 μm and a power of 1.8 W, the size of the coagulative necrosis of muscle tissue is larger in size than with a laser power of 1.5 W. A vascular thrombosis, neutrophilic infiltration, with an admixture of lymphocytes and macrophages and the beginning proliferation of fibroblasts (Fig. 5) are noted around the center of necrosis. With an increase in laser power of 0.97 μm to 1.8 W in all animals, large areas of muscle necrosis with



ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, после лазерной альтаерации слизистой оболочки экспериментальных животных происходит регенерация тканей. Воздействие лазерным излучением на слизистую оболочку рта вызывает коагуляционный некроз и последующую воспалительную реакцию ткани с деструкцией эпителия, слизистой оболочки и частично мышечной ткани. Интенсивность этих процессов прямо пропорциональна мощности лазерного излучения. Регенерация тканей и заживление раневого дефекта замедляется при увеличении мощности. Лазерное излучение с длиной волны 0,97 мкм вызывает изменение тканей меньшей интенсивности, чем излучение длиной волны 1,94 мкм. Скорость процессов регенерации при этом также выше.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Барер Г. М., Зуйков Ю. А., Воложин А. И.** Сравнительная оценка репаративного процесса костной ткани после воздействия лазера Waterlaser Millenium разной мощности и механической травмы. *Cathedra*. 2007;6:3:50–55.
Barer G. M., Zujkov YU. A., Volozhin A. I. Sravnitel'naya ocenka reparativnogo processa kostnoj tkani posle vozdejstviya lazera Waterlaser Millenium raznoj moshchnosti i mekhanicheskoy travmy. *Cathedra*. 2007;6:3:50–55.
2. **Воложин А. И., Топольницкий О. З., Шехтер А. Б., Дорофеева Е. И., Зуйков Ю. А., Тарасенко С. В.** Особенности заживления слизистой оболочки полости рта при нанесении раны скальпелем, лазером и радионожом (экспериментальное исследование). *Российская стоматология*. 2011; 4(1): 12–18.
Volozhin A. I., Topol'nickij O. Z., Shekhter A. B., Dorofeeva E. I., Zujkov YU. A., Tarasenko S. V. Osobennosti zazhivleniya slizistoj obolochki polosti rta pri nanessenii rany skal'pelem, lazerom i radionozhom (ehksperimental'noe issledovanie). *Rossijskaya stomatologiya*. 2011; 4(1): 12–18.
3. **Кузин М. И., Костюченко Б. М.** Раны и раневая инфекция / Руководство для врачей. – 2-е издание. М: Медицина, 1990. 592.
Kuzin M. I., Kostyuchenok B. M. Rany i ranevaya infekciya / Rukovodstvo dlya vrachej. – 2-e izdanie. M.: Medicina, 1990. 592.
4. **А. А. Кулаков, Л. А. Григорьянц, А. С. Каспаров** Дидный лазерный скальпель как современный инструмент хирурга стоматолога. *Стоматолог-практик*. 2009; 4 (178): 4–7.
A. A. Kulakov, L. A. Grigor'janc, A. S. Kasparov Diodnyj lazernyj skal'pel' kak sovremennij instrument hirurga stomatologa. *Stomatolog-praktik*. 2009; 4 (178): 4–7.
5. **Махалдиани З. Б., Серов Р. А., Козлов В. В., Хугаев Г. А., Махалдиани Б. З.** Результаты морфологического исследования трансмиокардиальной реваскуляризации спомощью полупроводниковых лазеров с длиной волны излучения в инфракрасном диапазоне 1,56 и 1,94 мкм в эксперименте. *Бюллетень НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН Сердечно-сосудистые заболевания*. 2014;15(2): 36–43.
Mahaldiani Z. B., Serov R. A., Kozlov V. V., Hugaev G. A.,

pronounced neutrophilic infiltration are observed in the alteration area (Fig. 6).

On day 7, using a 1.94 μm laser, with a power of 1.2 W, the defect is epithelialized only from the edges, neutrophilic eosinophilic infiltration is maintained in the fibrous-scar tissue. When using a laser with a wavelength of 0.97 μm and a power of 1.2 W for 7 days, unlike the group of animals that used a laser with a wavelength of 1.94 μm , all animals show epithelialization in the area of impact, the epithelium is thicker than in the intact areas (Fig. 7). When using a laser with a wavelength of 1.94 μm and a power of 1.2 W, a similar picture was observed on day 14, when the wound defect was completely epithelized (Fig. 8).

When the mucous membrane was exposed to a laser with a wavelength of 1.94 μm , a power of 1.5 W for 7 days, the area of necrosis is reduced and is replaced by granulation tissue consisting of cords of proliferating fibroblasts, collagen fibers and numerous vessels. Moderate neutrophilic-eosinophilic infiltration is maintained. When the laser power is 1.5 W with a wavelength of 0.97 μm on day 7, the defects are epithelized in all animals, fibrous-scar tissue is formed under the epithelium.

On day 7, when using a laser with a wavelength of 1.94 μm , a power of 1.8 W, foci of coagulation necrosis of the underlying muscles are maintained. The underlying muscle plate is almost completely replaced by scar-fibrous tissue, partially covered with regenerating epithelium. Fibrous tissue consists of collagen fibers and fibroblasts.

On day 14, with a laser exposure power of 1.94 μm 1.5 W, all animals have complete epithelialization of the wound surface, fibrous-scar tissue is located under it, and inflammatory infiltration is maintained.

With a laser wavelength of 1.94 μm a power of 1.8 W on day 14 epithelialization of the defect is completed. Under the epithelium, there is a large field of scar tissue with inflammatory infiltration.

On day 14, when the mucous membrane was exposed to a laser with a wavelength of 0.97 μm , a power of 1.2 W, the epithelium is mature and differentiated. When using the radiation power of a 1.5 W laser with a wavelength of 0.97 μm all animals show a layer of connective tissue under the epithelial defect with moderate lymph macrophage infiltration, proliferation of fibroblasts and longitudinal arrangement of collagen fibers. With an

- Mahaldiani B. Z.** Rezul'taty morfologicheskogo issledovaniya transmiokardial'noj revaskulyarizatsii spomoshch'yu poluprovodnikovyykh lazerov s dlinoy volny izlucheniya v infrakrasnom diapazone 1,56 i 1,94 μm v ehksperimente. *Byulleten' NCSSKH im. A. N. Bakuleva RAMN Serdechno-sosudistye zabolevaniya*. 2014;15(2): 36–43.
6. **Рагимов Ч. Р., Гасымов Э. К., Кулиев Т. Р., Рзаев Ф. Г.** Сравнительная характеристика заживления хирургических ран слизистой оболочки полости рта и кожи домашних свиней. Светооптическое и электронномикроскопическое исследование. *Раны и раневые инфекции. Журнал им. проф. Б. М. Костюченко*. 2015; 2 (4): 8–13.
Ragimov CH. R., Gasymov EH. K., Kuliev T. R., Rzaev F. G. Sravnitel'naya karakteristika zazhivleniya hirurgicheskikh ran slizистой obolochki polosti rta i kozhi domashnih sviney. *Svetoopticheskoe i ehlektronmikroskopicheskoe issledovanie. Rany i ranevye infekcii. Zhurnal im. prof. B. M. Kostyuchenka*. 2015; 2 (4): 8–13.
 7. **Рисованная О. Н., Рисованный С. И.** Преимущества использования лазерных технологий при проведении френулутомии. Продолжение. *Dental Market*. 2007; 1: 34–36.
Risovannaya O. N., Risovannyj S. I. Preimushchestva ispol'zovaniya lazernykh tekhnologij pri provedenii frenulektomii. *Prodolzhenie. Dental Market*. 2007; 1: 34–36.
 8. **Тарасенко С. В., Лазарихина Н. М., Тарасенко И. В.** Клиническая эффективность хирургических лазерных технологий в пародонтологии. *Cathedra*. 2007; 6(3): 60–63.
Tarasenko S. V., Lazarihina N. M., Tarasenko I. V. Klinicheskaya ehffektivnost' hirurgicheskikh lazernykh tekhnologij v parodontologii. *Cathedra*. 2007; 6(3): 60–63.
 9. **Тарасенко С. В., Морозова Е. А.** Применение диодного лазера в хирургической стоматологии. *Лечение и профилактика*. 2016; 2 (18): 98–103.
Tarasenko S. V., Morozova E. A. Primenenie diodnogo lazera v hirurgicheskoy stomatologii. *Lechenie i profilaktika*. 2016; 2 (18): 98–103.
 10. **Толстых А. В.** Применение хирургических лазерных технологий для лечения одонтогенных кист челюстей. *Кафедра*. 2008; 7 (3): 38–41.
Tolstykh A. V. Primenenie hirurgicheskikh lazernykh tekhnologij dlya lecheniya odontogennykh kist chelyustey. *Kafedra*. 2008; 7 (3): 38–41.
 11. **Хурхуров Б. Р., Савченко З. И., Тарсенко И. В., Евстифеева О. В., Тарасенко С. В.** Влияние лазерного излучения на состояние местного иммунитета в полости рта у больных с гнойно-воспалительными заболеваниями челюстно-лицевой области. *Лазерная медицина*. 2013; 17(2): 11–15.
Hurhurov B. R., Savchenko Z. I., Tarsenko I. V., Evstifeeva O. V., Tarasenko S. V. Vliyaniye lazernogo izlucheniya na sostoyaniye mestnogo immuniteta v polosti rta u bol'nykh s gnojno-vospalitel'nyimi zabolevaniyami chelyustno-lichevoj oblasti. *Lazernaya medicina*. 2013; 17(2): 11–15.
 12. **Мак К., Манжи А., Gallant-Behm C. et al.** Scarless healing of oral mucosa is characterized by faster resolution of inflammation and control of myofibroblast action compared to skin wounds in the red Duroc pig model. *Dermatol. Sci.* 2009; 56 (3): 168–80.
 13. **Saygun I., Karacay S., Serdar M. et al.** Effects of laser irradiation on the release of basic fibroblast growth factor (bFGF), insulin like growth factor1 (IGFF1), and receptor of IGFF1 (IGFBP3) from gingival fibroblasts. *Lasers in medical science*. 2008; 23(2): 211–215.
 14. **Walraven M., Gouverneur M., Middelkoop E. et al.** Altered TGF- β signaling in fetal fibroblasts: what is known about the underlying mechanisms? *Wound Repair Regen* 2014;22(1):3–13.

increase in power up to 1.8 W, the laser defects in all animals are epithelialized, the epithelium is mature and well differentiated. Under the epithelium, scar tissue without noticeable inflammatory infiltration, resorption of muscle fibers is clearly visible.

In order to establish differences in the dynamics of the wound process of the soft tissues of the oral cavity, the depth of thermal damage to the tissues and the length of the zone of coagulation necrosis were studied. It was established that the average depth of coagulation necrosis on day 3 when exposing to a laser with a wavelength of 0.97 μm varied from $623.5 \pm 79.3 \mu\text{m}$ to $995.7 \pm 55.7 \mu\text{m}$ and power from 1.2 to 1.8 W, when using a laser with a wavelength of 1.94 μm and a power of 1.2 to 1.8 W, the average depth of coagulation necrosis on day 3 was from $645.3 \pm 28.9 \mu\text{m}$ to $1035 \pm 80.2 \mu\text{m}$. On day 3, the smallest average depth of coagulation necrosis was observed with a power of 1.2 W by a laser with a wavelength of 0.97 μm – $623.5 \pm 79.3 \mu\text{m}$, the highest one with an impact power of 1.8 W by a laser with a wavelength of 1.94 μm – $1035 \pm 80.2 \mu\text{m}$. When the mucous membrane of the oral cavity of a rabbit was exposed to IRE-Polus (0.97 micron/10 W) laser with a power of 1.5 W and 1.8 W compared to IRE-Polyus (1.94 micron/5 W) laser, reliable differences in the depth of coagulation necrosis of the wound on day 3 ($766.3 \pm 67.8 \mu\text{m}$ and $851.8 \pm 41.6 \mu\text{m}$) and ($995.7 \pm 55.7 \mu\text{m}$ and $1035 \pm 80.2 \mu\text{m}$), respectively, with radiation power 1, 2 W differences were not significant ($623.5 \pm 79.3 \mu\text{m}$ and $645.33 \pm 28.9 \mu\text{m}$) (Table).

From the data in Table 1, it follows that the depth of coagulation necrosis varied, depending on the laser power, both when exposed to a laser $\lambda = 0.97 \mu\text{m}$, and when using a laser $\lambda = 1.94 \mu\text{m}$.

CONCLUSION

Thus, after laser alteration of the mucous membrane of experimental animals, tissue regeneration occurs. The effect of laser radiation on the mucous membrane of the mouth causes coagulation necrosis and the subsequent inflammatory tissue reaction with destruction of the epithelium, mucous membrane and partly muscle tissue. The intensity of these processes is directly proportional to the power of the laser radiation. Tissue regeneration and wound defect healing slows down as power increases. Laser radiation with a wavelength of 0.97 μm causes a change in tissue of lower intensity than radiation with a wavelength of 1.94 μm . The speed of the regeneration processes is also higher.