



Использование лазеров в хирургии

Н. К. Жижин¹, Ю. Ю. Колбас², Е. В. Кузнецов²

¹ ЗАО «Центральная поликлиника Литфонда», Москва, Россия

² АО «НИИ «Полюс» им. М. Ф. Стельмаха», Москва, Россия

В статье представлен краткий обзор применений лазеров в хирургии, сделан акцент на использовании лазерных инструментов в области колопроктологии. Представлены морфологические данные, полученные при исследованиях воздействия лазерного излучения на биоткани. Отмечается, что репаративная реакция различных тканей в ответ на высокоинтенсивное лазерное воздействие однотипна и заключается в общей их регенерации с окончательным заживлением к 20–21 суткам.

Ключевые слова: лазерное излучение, диодные лазеры, хирургия, геморрой

Статья получена: 24.02.2020

Принята к публикации: 22.04.2020

Результаты применения лазерного излучения в медицине известны давно, с момента изобретения лазера [1, 2]. В urgentной хирургии активно используются новые виды лазеров в качестве альтернативы прямым хирургическим методам. Характеристики выходных параметров лазерного излучения и их корреляция с поглощением различных хромофоров биологических тканей человека (рис. 1) определяют возможность и механизм клинического применения различных типов лазеров. Основу эффектов, возникающих в биотканях под действием лазерного излучения, составляет теплофизическое воздействие излучения на поглощающие ткани.

Появление каждого нового вида лазерных инструментов связано с развитием новых медицинских технологий. Одними из первых типов медицинских лазеров стали CO₂-лазеры. Для медицинских применений используют генерацию излучения на длине волны 10,6 мкм. Вода и органические соединения активно поглощают это

Application of Lasers in Surgery

N. K. Zhizhin¹, Yu. Yu. Kolbas², Ev. V. Kuznetsov²

¹ Foundation for the Support of Writers Central Polyclinics, CJSC, Moscow, Russia

² Research and Development Institute «Polyus» named after M. F. Stelmakh, Moscow, Russia

The article provides an overview of the applications of lasers in surgery, special attention is paid to the use of laser instruments in the field of coloproctology. The morphological data obtained in studies of the effect of laser radiation on biological tissues are presented. It is noted that the reparative reaction of various tissues in response to high-intensity laser exposure is of the same type and consists in their general regeneration with final healing by day 20–21.

Key words: laser radiation, diode lasers, surgery, hemorrhoids

Received on: 24.02.2020

Accepted on: 22.04.2020

The results of the use of laser radiation in medicine have been known for a long time, since the invention of the laser [1, 2]. In urgent surgery, new types of lasers are actively used as an alternative to direct surgical methods. The characteristics of the output parameters of laser radiation and their correlation with the absorption of various chromophores of human biological tissues (Fig. 1) determine the possibility and mechanism of clinical application of various types of lasers. The basis of the effects that occur in biological tissues under the action of laser radiation is the thermophysical effect of radiation on absorbing tissues.

The emergence of each new type of laser instruments is associated with the development of new medical technologies. One of the first types of medical lasers was CO₂ lasers. For medical applications use the generation of radiation at a wavelength of 10.6 microns. Water and organic compounds actively absorb this radiation. A variety of CO₂ lasers operating in the continuous mode of generation of radiation or in the mode of generation of pulses, allows you to choose laser instruments for a wide range of medical

излучение. Разнообразие CO_2 -лазеров, работающих в непрерывном режиме генерации излучения или в режиме генерации импульсов, позволяет подобрать лазерные инструменты для широкого диапазона медицинских применений. Глубина проникновения излучения для биотканей различного типа достигает до 100 мкм, поверхностное воздействие излучения позволяет производить эффективное иссечение тканей без негативных термических эффектов. Данный вид лазеров применяется преимущественно в гинекологии, оториноларингологии, косметологии и общей хирургии [3] (рис. 2).

Другим самым распространенным типом медицинских лазеров являются твердотельные лазеры на гранате или стекле, легированном неодимом (Nd). Среди неодимовых лазеров наибольшим спросом для медицинских целей пользуется Nd:YAG-лазер (рабочая длина волны излучения 1064 нм). Инструмент работает как в непрерывном, так и в импульсном режиме. Частота повторения импульсов варьируется

applications. The radiation penetration depth for biological tissues of various types reaches up to 100 μm , the surface radiation exposure allows efficient tissue excision without negative thermal effects. This type of laser is used mainly in gynecology, otorhinolaryngology, cosmetology and general surgery [3] (Fig. 2).

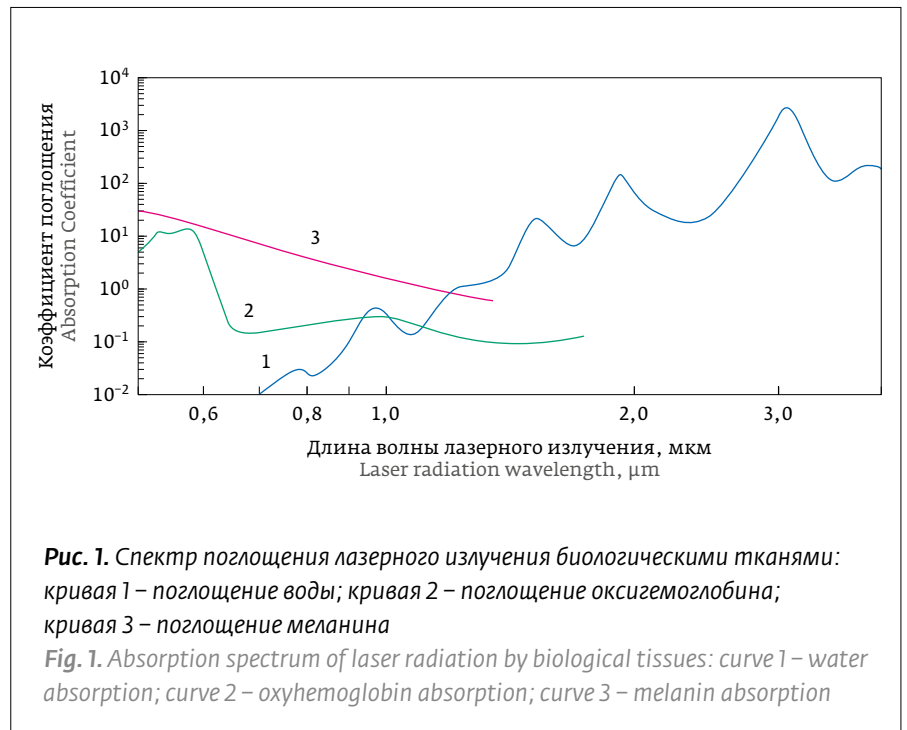


Рис. 2. Косметический аппарат AcuPulse на основе CO_2 -лазера (производство Lumenis)

Fig. 2. AcuPulse cosmetic device based on a CO_2 laser (by Lumenis)



Рис. 3. Nd:YAG-лазер для офтальмологии Q-Las A.R.C. (производство Laser GmbH)

Fig. 3. Q-Las A.R.C. Nd:YAG ophthalmology laser (by Laser GmbH)

до сотен килогерц, а длительность импульсов – менее 1 пс. Поэтому мощность в импульсе может составлять сотни МВт. Отличительная особенность Nd:YAG-лазеров проявилась в доступности технических решений для генерации излучения на длинах волн 532, 355, 266 и 213 нм. Основным направлением применения Nd:YAG-лазеров в медицине стало терапевтическое. Техника их применения включает глубокую и объемную коагуляцию, которую обеспечивает высокая проникающая способность (до 10 мм) излучения в различные биологические ткани. Это же свойство способствовало широкому внедрению Nd:YAG-лазеров в дерматологию и косметологию [4]. Однако оно же ограничивает использование Nd:YAG-лазеров в хирургии (кроме офтальмологии), поскольку лазерный пучок затрагивает слишком большие области биоткани.

Эксимерные лазеры с излучением в УФ-диапазоне ($\lambda=157-351$ нм) нашли свое применение в офтальмологии (рис. 4), где их использование направлено на прецизионное испарение роговицы [5] или терапевтический эффект [6]. Разнообразие используемых эксимерных лазеров связано с составами активной среды (газовой смеси). Длины волн излучения зависят от наполнения рабочей среды лазера: на основе димеров фтора или соединений фтора, брома или хлора с аргонном, криптоном или ксеноном.

The other most common type of medical lasers are garnet or neodymium (Nd) doped solid-state lasers. Among neodymium lasers, the Nd:YAG laser (operating radiation wavelength 1064 nm) is most in demand for medical purposes. The tool works both in continuous and in pulsed mode. The pulse repetition rate varies up to hundreds of kilohertz, the pulse duration is less than one ps. Therefore, the power in the pulse can be hundreds of MW. A distinctive feature of Nd:YAG lasers is the availability of technical solutions for generating radiation at wavelengths of 532, 355, 266 and 213 nm. The main area of application of Nd:YAG lasers in medicine has become therapeutic. The technique of their application includes deep and volume coagulation, which provides high penetrating ability (up to 10 mm) of radiation into various biological tissues. The same property contributed to the widespread introduction of Nd:YAG lasers in dermatology and cosmetology [4]. However, it also limits the use of Nd:YAG lasers in surgery (except for ophthalmology), since the laser beam affects too large areas of tissue.

Excimer lasers with radiation in the UV range ($\lambda=157-351$ nm) are used in ophthalmology (Fig. 4), where their use is aimed at the precision evaporation of the cornea [5] or therapeutic effect [6]. The variety of excimer lasers used is associated with the compositions of the active medium (gas mixture). The radiation wavelengths depend on the filling of the work-



Чрезвычайно конкурентоспособными в области медицины в настоящее время стали полупроводниковые (диодные) лазеры. Благодаря многообразию конструктивных решений и широкому набору используемых в их производстве материалов появилось множество различных видов диодных лазеров. Они обладают широким спектром длин волн ($\lambda=0,5-5$ мкм) и большим диапазоном используемых мощностей. Возможность работы в непрерывном и импульсном режимах (с частотой следования импульсов до нескольких мегагерц и длительностью импульсов до 1 мкс) раскрывает потенциал использования в разных медицинских технологиях. Отличительная особенность диодных лазеров – высокий коэффициент полезного действия (КПД до 90%), миниатюрные размеры, низкая цена, совмещение в одном корпусе до четырех лазеров с различными длинами волн и с возможностью их одновременной работы, а также значительный рабочий ресурс (до 50 000 часов). Наибольшее распространение получило применение диодных лазеров в области дерматологии и косметологии. Однако благодаря многообразию выходных параметров и доступной цене диодные лазеры в настоящее время являются одним из самых распространенных типов лазеров в медицине (рис. 5).

Лазерное излучение активно используется в хирургической коррекции геморроя. Высокоинтенсивное лазерное излучение успешно используется в абдоминальной хирургии уже более 40 лет [7, 8]. В тематической литературе можно встретить сообщения об использовании для коагуляции геморроидальных узлов, кавернозных и сосудистых образований аноректальной области различных параметров лазерного излучения [6, 9, 10].

Ранние публикации 80–90-х годов прошлого века посвящены открытому использованию CO_2 -лазеров во время геморроидэктомии – для иссечения или вапоризации узлов [11–13]. Для этой же цели использовались Nd-YAG-лазеры [14]. С появлением в 90-х годах прошлого века портативных и простых в эксплуатации диодных высокоэнергетических лазеров существенно расширился диапазон длин волн лазерного излучения, повысилась надежность лазерных приборов, снизилась их стоимость [15].

Механизм взаимодействия высокоэнергетических лазеров достаточно хорошо изучен и подробно освещен в многочисленных публикациях [16, 17]. Излучение этих лазеров вызывает в первую очередь термический эффект, обусловленный погло-

нием в среде лазера: на основе фторидов или соединений фтора, брома или хлора с аргоном, криптоном или ксеноном.

Semiconductor (diode) lasers have become extremely competitive in the field of medicine. Due to the variety of design solutions and the wide range of materials used in their production, many different types of diode lasers have appeared. They have a wide spectrum of wavelengths ($\lambda=0.5-5$ μm) and a wide range of powers. The ability to work in continuous and pulsed modes (with a pulse repetition rate of up to several megahertz and a pulse duration of up to one μs) reveals the potential for use in various medical technologies. A distinctive feature of diode lasers is a high efficiency (efficiency up to 90%), miniature size, low price, the combination of up to four lasers with different wavelengths and with the possibility of their simultaneous operation in one housing, as well as a significant working life (up to 50,000 hours). The most widespread use of diode lasers in the field of dermatology and cosmetology. However, due to the variety of output parameters and affordable price, diode lasers are currently one of the most common types of lasers in medicine (Fig. 5).

Laser radiation is actively used in the surgical correction of hemorrhoids. High-intensity laser radiation has been successfully used in abdominal surgery for more than 40 years [7, 8]. In the subject literature, one can find reports on the use of different parame-



Рис. 5. Лазерный диодный аппарат АЛОД-01 ближнего ИК-диапазона (производитель «АЛКОМ медика»)

Fig. 5. Laser diode device ALOD-01 of the near infrared range (by ALKOM Medic)



щением тканями квантов света с трансформацией световой энергии в тепловую. Как результат, повышение исключительно высокой температуры проявляется на чрезвычайно малой площади. В результате происходит моментальное испарение тканевой жидкости с коагуляцией клеточных структур и развитием коагуляционного лазерного некроза тканей. Излучение с длиной волны видимой части спектра (от 0,40 до 0,70 мкм) селективно поглощается такими пигментными субстанциями, как меланин, каротин, гемоглобин, миоглобин (см. рис. 1). Наименьшей проникающей способностью обладает излучение в фиолетовой и голубой части спектра электромагнитных волн, наибольшей – в красной.

Излучение ближнего ИК-диапазона (длины волн 0,70–1,40 мкм), наиболее глубоко проникая в ткани, прежде всего поглощается клеточными белками. При этом четко установлено, что для длины волны 0,81 мкм хромофором-мишенью является оксигемоглобин [18]. При введении световода в просвет сосуда и воздействии излучением данной длины волны происходит локальное закипание крови с образованием пузырьков газа, которые повреждают тепловой энергией стенку сосуда, начиная с интимы. Повреждение слоев венозной стенки создает условия для формирования окклюзивного фиксированного протяженного тромбоза с последующим фиброзным перерождением стенки и прекращением кровотока по сосуду. Лазерное излучение в диапазоне 0,81–1,06 мкм длин волн характеризуется высоким поглощением в гемоглобине крови и низким поглощением в воде (хотя до последнего времени именно оно широко использовалось для лазерной флебооблитерации) [19]. Указанные длины волн относят к «гемоглобинпоглощаемым» лазерным системам (H-лазеры). При использовании их происходит облитерация небольших по диаметру вен в 90–97% случаев [20].

В 2003 году на Международном конгрессе в Сан-Диего М. Goldman доложил об использовании для флебокоагуляции Nd:YAG-лазеров с длиной волны 1,32 мкм, излучение которого уже заметно поглощается не только в оксигемоглобине, но и в воде. Поглощение излучения этой длины волны в оксигемоглобине еще все-таки преобладает над поглощением в воде [21], поэтому отнесение данного излучения к «водопоглощаемому» или «водоспецифичному» не совсем корректно [10, 22]. Более правильно использовать этот термин для лазеров с длинами волн, ближе к 1,5 мкм, в которых поглощение в воде будет преобладающим. Такие

ters of laser radiation for coagulation of hemorrhoids, cavernous and vascular formations of the anorectal region [6, 9, 10].

Early publications of the 80–90s of the last century were devoted to the open use of CO₂ lasers during hemorrhoidectomy – for excision or vaporization of nodes [11–13]. For the same purpose, Nd:YAG lasers were used [14]. With the advent of portable and easy-to-use diode high-energy lasers in the 90s of the last century, the range of laser radiation wavelengths expanded significantly, the reliability of laser devices increased, and their cost decreased [15].

The mechanism of interaction of high-energy lasers has been well studied and is described in detail in numerous publications [16, 17]. The radiation of these lasers primarily causes a thermal effect due to the absorption of light quanta by the tissues with the transformation of light energy into thermal energy. As a result, an increase in exceptionally high temperature appears on an extremely small area. As a result, instantaneous evaporation of tissue fluid occurs with coagulation of cellular structures and the development of coagulation laser tissue necrosis. Pigment substances such as melanin, carotene, hemoglobin, myoglobin (see Fig. 1), selectively absorb radiation with a wavelength of the visible part of the spectrum (from 0.40 to 0.70 μm). Radiation in the violet and blue parts of the spectrum of electromagnetic waves has the smallest penetrating power, and the greatest in red.

Near-infrared radiation (wavelengths 0.70–1.40 microns) penetrating the tissue most deeply, is primarily absorbed by cellular proteins. It was clearly established that, for a wavelength of 0.81 μm, the target chromophore is oxyhemoglobin [18]. With the introduction of the fiber into the lumen of the vessel and exposure to radiation of a given wavelength, local boiling of blood occurs with the formation of gas bubbles, which damage the vessel wall with thermal energy, starting with intima. Damage to the layers of the venous wall creates the conditions for the formation of an occlusive fixed extended thrombosis with subsequent fibrous degeneration of the wall and the termination of blood flow through the vessel. Laser radiation in the range of 0.81–1.06 μm wavelengths is characterized by high absorption in hemoglobin and low absorption in water (although until recently it was widely used for laser phlebobliteration) [19]. The indicated wavelengths are referred to as «hemoglobin-absorbing» laser systems (H-lasers). When using them, obliteration of small diameter veins occurs in 90–97% of cases [20].



лазеры с длиной волны 1,47-1,5-1,56 мкм (обозначаемые как W-лазеры) активно используются для флебооблитерации [23]. Излучение длиной волны от 10,6 мкм почти полностью поглощается молекулами воды, незначительно рассеиваясь в тканях. Это означает практически полное поглощение этого излучения в верхних слоях тканей облучаемого объекта. Особенности действия лазерного излучения на ткани также определяется плотностью его мощности, степенью фокусирования луча и зависит от физико-химических и биологических особенностей облучаемых тканей [8, 14].

Термический эффект высокоэнергетического лазера является основным механизмом, обеспечивающим взаимодействие излучения с тканями. Температурная реакция тканей зависит от мощности лазерного излучения, его длины волны, диаметра луча, времени воздействия, а также содержания в облучаемых тканях воды и пигмента. Самой слабой и частично обратимой реакцией является денатурация белка, наступающая при нагревании тканей до температуры 40-53 °С. При этом происходит нарушение проколлагеновых и фибриновых белковых связей с денатурацией и расплавлением коллагена. Тем не менее связи проколлагеновых цепей белковых молекул сохраняются и при прекращении лазерного воздействия вновь восстанавливаются, хотя и с некоторым переустройством матрикса. Повышение температуры в тканях в условиях воздействия лазерным излучением более 53 °С приводит уже к необратимым повреждениям. Проявление эффекта лазерной фотодеструкции начинается при температуре 55 °С в облучаемых тканях. Начальная фаза деструкции тканей – белковая деградация – развивается при температуре 63 °С. При этом все структуры коллагенового матрикса претерпевают коллапс и деградацию (в клетках морфологически выявляются пикнотические изменения ядер). После прекращения лазерного воздействия полного восстановления клеток и обратного развития повреждений не происходит. При температуре 63 °С в тканях под влиянием лазерного излучения развиваются процессы коагуляции, что, наряду с денатурацией и дегидратацией белков, сопровождается их контракцией с уплотнением и уменьшением в объеме основного вещества (гистологически это характеризуется базофильными и пикнотическими изменениями в клетках с наличием сетеподобной субстанции, возникающей в процессе коагуляции крови) [21, 23].

Повышение температуры в тканях, подвергающихся высокоинтенсивному лазерному воздей-

In 2003, at the International Congress in San Diego, M. Goldman reported the use of 1.32 μm Nd:YAG lasers for phlebocoagulation, the radiation of which is already noticeably absorbed not only in oxyhemoglobin, but also in water. Absorption of radiation of this wavelength in oxyhemoglobin still predominates over absorption in water [21]; therefore, assigning this radiation to «water-absorbing» or «water-specific» is not entirely correct [10, 22]. It is more correct to use this term for lasers with wavelengths closer to 1.5 μm , in which absorption in water will be predominant. Such lasers with a wavelength of 1.47-1.5-1.56 μm (denoted as W-lasers) are actively used for phlebobliteration [23]. Radiation with a wavelength of 10.6 microns is almost completely absorbed by water molecules, slightly scattering in the tissues. This means an almost complete absorption of this radiation in the upper layers of the tissues of the irradiated object. Features of the action of laser radiation on tissue is also determined by the density of its power, the degree of focusing of the beam and depends on the physicochemical and biological characteristics of the irradiated tissues [8, 14].

The thermal effect of a high-energy laser is the main mechanism for the interaction of radiation with tissues. The temperature reaction of tissues depends on the power of laser radiation, its wavelength, beam diameter, exposure time, as well as the content of water and pigment in the irradiated tissues. The weakest and partially reversible reaction is protein denaturation, which occurs when tissues are heated to a temperature of 40-53 °С. In this case, there is a violation of procollagen and fibrin protein bonds with denaturation and melting of collagen. Nevertheless, the bonds of the collagen chains of protein molecules are preserved and, when the laser exposure ceases, they are restored again, although with some rearrangement of the matrix. An increase in temperature in tissues under conditions of exposure to laser radiation of more than 53 °С leads to irreversible damage. The manifestation of the effect of laser photodestruction begins at a temperature of 55 °С in the irradiated tissues. The initial phase of tissue destruction (protein degradation) develops at a temperature of 63 °С. At the same time, all structures of the collagen matrix undergo collapse and degradation (pyknotic changes in the nuclei are morphologically revealed in the cells). After the termination of the laser exposure, complete restoration of the cells and the reverse development of damage does not occur. Coagulation processes develop in tissues under the influence of laser radiation at a temperature of 63 °С, which, along with denaturation and dehydra-



ствию более 90 °С приводит к эффекту испарения ткани. Тканевая жидкость закипает с образованием мелких пузырьков-вакуолей, обнаруживаемых при гистологическом исследовании. При лазерном воздействии, провоцирующем повышение температуры в тканях до 100 °С, жидкость закипает мгновенно с образованием пара, разрывом и разрушением клеток. Морфологически в зоне воздействия обнаруживается коагуляционный некроз и денатурация белков с наличием в окружающих тканях отека, сосудистых расстройств, кровоизлияний.

При повышении температуры в тканях, обусловленном лазерным воздействием, от 500 °С и более, происходит карбонизация тканей с обугливанием и полным разрушением морфологической структуры. Морфология и морфометрия ран, возникающих при воздействии высокоинтенсивных лазеров на различные ткани, достаточно хорошо изучена [3, 19] и имеет целый ряд общих черт, в значительной мере отличающихся от гистологической картины ран другого происхождения. Непосредственно в зоне лазерного воздействия наблюдается коагуляционный некроз тканей с формированием в последующем характерного струпа. На границе с некрозом определяется отек, расстройства кровообращения в виде гиперемии, стазов, диapedезных кровоизлияний. Обычно зона термических повреждений стерильна и минимальна, не более 0,15 мм. Коагуляция крови и лимфы в просвете мелких сосудов, диаметром 0,3-0,5 мм, обеспечивает гемо- и лимфостаз, что полностью исключает возможность кровотечения из раны и развития застойных отеков окружающих тканей.

Морфологически выделяют следующие зоны лазерного воздействия на ткани: зона коагуляционного некроза в виде ожоговой каймы; зона рыхлого и компактного слоев некроза и зона воспалительного отека. Ширина этих зон зависит от вида лазера и длины волны генерируемого им луча, а также от типа ткани. Важным свойством высокоинтенсивного лазерного излучения является мощное бактерицидное действие, проявление которого исключает септическое воспаление в тканях зоны воздействия, именуемое обычно «лазерными ранами». Слабая экссудация из микроциркуляторного русла лазерных ран, отсутствие выделения кининов и других vasoактивных веществ из коагулированных тканей приводит к слабой лейкоцитарной инфильтрации их [14, 16]. Асептическое воспаление и отсутствие отека в таких тканях обуславливают раннюю пролиферацию макрофагов, фибробластов, что в свою очередь способствует активизации иммунной системы

tion of proteins, is accompanied by their contraction with compaction and a decrease in the volume of the main substance. Histologically, this is characterized by basophilic and pyknotic changes in cells with the presence of a network-like substance that occurs in the process of blood coagulation [21, 23].

An increase in temperature in tissues exposed to high-intensity laser radiation of more than 90 °С leads to the effect of tissue evaporation. Tissue fluid begins to boil with the formation of small vesicle vacuoles detected by histological examination. With laser exposure, which provokes an increase in temperature in tissues up to 100 °С, the liquid boils instantly with the formation of steam, rupture and destruction of cells. Morphologically, coagulation necrosis and protein denaturation with the presence of edema, vascular disorders, and hemorrhages in the surrounding tissues are detected in the affected area.

With an increase in temperature in tissues caused by laser exposure, from 500 °С or more, carbonization of tissues occurs with carbonization and complete destruction of the morphological structure. The morphology and morphometry of wounds arising from the action of high-intensity lasers on various tissues has been studied quite well [3, 19] and has a number of common features, significantly differing from the histological picture of wounds of other origin. Directly in the zone of laser exposure, coagulation necrosis of tissues is observed with the formation of a characteristic scab in the future. On the border with necrosis, edema, circulatory disorders in the form of hyperemia, stasis, diapedetic hemorrhages are determined. Typically, the area of thermal damage is sterile and minimal, not more than 0.15 mm. Coagulation of blood and lymph in the lumen of small vessels, with a diameter of 0.3-0.5 mm, provides hemo- and lymphostasis, which eliminates the possibility of bleeding from the wound and the development of congestive edema of the surrounding tissues.

Morphologically, the following zones of laser exposure to tissues are distinguished: a zone of coagulation necrosis in the form of a burn border; the zone of loose and compact layers of necrosis and the zone of inflammatory edema. The width of these zones depends on the type of laser and the wavelength of the beam it generates, as well as on the type of tissue. An important property of high-intensity laser radiation is a powerful bactericidal effect, the manifestation of which eliminates septic inflammation in the tissues of the affected area, usually referred to as «laser wounds». Weak exudation from the microvasculature of laser wounds, the absence of the release of kinins and other vasoactive substances



и синтеза коллагена и кейлонов, ответственных за регенерацию тканей. Быстрое накопление в тканях гликозаминогликанов, являющихся основным веществом соединительной ткани, слабовыраженная экссудация, отсутствие лейкоцитарной инфильтрации с преимущественной реакцией макрофагов и фибробластов способствует заживлению лазерных ран первичным натяжением без грубых рубцовых образований. Следует отметить, что репаративная реакция различных тканей в ответ на высокоинтенсивное лазерное воздействие однотипна [8, 10, 11] и заключается в общей их регенерации с окончательным заживлением к 20–21 суткам.

Использование диодных лазеров в хирургии позволяет малотравматично, с минимальным болевым синдромом, оптимизировать хирургическую тактику в лечении заболеваний аноректальной зоны. Цитоморфологические критерии при воздействии лазерного излучения на ткани организма характеризуют его как абактериальное и обладающее быстрым спектром заживления, без грубых рубцовых повреждений.

Не вызывает сомнений, что использование лазеров в медицине перспективно, но требует дальней-

from coagulated tissues leads to a weak leukocyte infiltration of them [14, 16]. Aseptic inflammation and the absence of edema in such tissues cause the early proliferation of macrophages, fibroblasts, which in turn contributes to the activation of the immune system and the synthesis of collagen and chalone responsible for tissue regeneration. The rapid accumulation in the tissues of glycosaminoglycans, which are the main substance of the connective tissue, mild exudation, the absence of leukocyte infiltration with a predominant reaction of macrophages and fibroblasts, promotes the healing of laser wounds by primary intention without rough scar formation. It should be noted that the reparative reaction of various tissues in response to a high-intensity laser exposure is of the same type [8, 10, 11] and consists in their general regeneration with final healing by 20–21 days.

The use of diode lasers in surgery allows for less traumatic, with minimal pain syndrome, optimization of surgical tactics in the treatment of anorectal diseases. Cytomorphological criteria when exposed to laser radiation on body tissues characterize it as non-bacterial and having a fast healing spectrum, without gross scarring.



Раскрыты всего 20%
потенциальных возможностей и пользы
от применения световых технологий

**ПОПРОБУЙ
СВОИ СИЛЫ**

Грант 500 000 ₺

Всероссийский Конкурс
УМНИК-Фотоника

Прием заявок до 30 июня 2020 на сайте
umnik.fasie.ru/dataeconomy

Финал конкурса 28 августа 2020 на площадке ПАО ПНППК, г. Пермь

Подробности участия и тематика исследований – на сайте
clusterphotonics.ru

Организаторы и партнеры:

Фонд содействия инновациям, Правительство Пермского края, Агентство инвестиционного развития Пермского края, Пермский федеральный исследовательский центр УрО РАН, ПАО «Пермская научно-производственная приборостроительная компания», ООО «ИНВЕРСИЯ-Сенсор», ООО «ИНКАБ», Кластер волоконно-оптических технологий «Фотоника», Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермский государственный национальный исследовательский университет, «Точка кипения Пермь», Ассоциация научных и инновационных учреждений и предприятий Пермского края.





шего изучения взаимодействия лазерного излучения с биотканями. Для использования лазерных инструментов в широкой хирургической практике необходима разработка клинических методов использования диодных лазеров. В лечении общепроктологических заболеваний аноректальной зоны необходимо проводить процессы морфологической верификации раневого процесса тканей прямой кишки и анального канала для целей оптимизации медикаментозного лечения.

Кроме того, важно не забывать о технических проблемах ввода излучения от диодного лазера в волокно. Не все излучение, выходящее из лазерного диода, попадает в ведущую моду, часть излучения проходит мимо волокна, часть попадает в оболочку и далее выходит наружу. Важно внедрить современные технологии ввода излучения в оптическое волокно для обеспечения эффективного терапевтического эффекта.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Деятков Н. Д.** Применение электроники в медицине и биологии. *Электронная техника. Сер. СВЧ-техника.* 1993;1 (455): 66–76. URL: www.gastroscan.ru/literature/authors/5091.
2. **Минаев В. П.** У истоков использования лазерного излучения в отечественной медицине. *Фотоника.* 2017; 62(2): 104–110. DOI: 10.22184/1993-7296.2017.62.2.104.110.
3. **Motta G., Esposito E., Motta S.** CO₂-laser surgery in the treatment of glottic cancer. *Head neck.* 2005; 27: 566–574. DOI:10.1002/hed.20135.
4. **Goldberg D., Samady J.** Intense pulsed light and Nd:YAG laser non-ablative treatment of facial rhytids. *Laser in Surgery and Medicine.* 2001; 28: 141–144. DOI:10.1002/lsm.1029.
5. **Tsunoda K., Sugiura M., Sonoyama M. et al.** Characterization of water contribution to excimer laser ablation of collagen. *Journal of Photochemistry and Photobiology A: Chemistry.* 2001; 145:195–200. DOI: 10.1016/S1010-6030(01)00582-2.
6. **Корниловский И. М., Вартапетов С. К., Мовшев В. Г., Веденев Д. С.** Новые технологии в хирургии и терапии роговицы на основе применения рибофлавина и субабляционных режимов излучения эксимерного лазера «Микроскан Визум». *Современные технологии в офтальмологии.* 2019; 5: 287–291. DOI: 10.25276/2312-4911-2019-5-287-291.
7. **Воробьев Г. И.** *Основы колопроктологии.* Ростов-на-Дону: Издательство «Феникс». 2001.
8. **Гейниц А. В., Елисова Т. Г.** Лазеры в хирургическом лечении геморроя. *Лазерная медицина.* 2009; 1: 31–35.
9. **Jeffery P. J., Ritchie S. M., Miller W., Hawley P. R.** The treatment of haemorrhoids by rubber band ligation at St. Mark's Hospital. *Postgraduate Medical Journal.* 1980; 56: 847–849. DOI: 10.1136/pgmj.56.662.847.
10. **Wroblewski D. E., Corman M. L., Veidenheimer M. C., Coiler J. A.** Long-term evaluation of rubber ring ligation in hemorrhoidal disease. *Disease of the Colon and Rectum.* 1980; 23:478–482. DOI: 10.1007/bf02987082.
11. **Даценко Б. М., Даценко А. Б.** *Геморрой.* – Харьков: Новое слово. 2011.
12. **Simon S. B. et al.** Short-Term and Long-Term Results of Combined Sclerotherapy and Rubber Band Ligation of Hemorrhoids and Mucosal Prolapse. *Dis Colon Rectum.* 2003 September; 46(9):1232–1237. DOI: 10.1007/s10350-004-6720-0.
13. **Sohn N, Aronoff J. S, Cohen F. S., Weinstein M. A.** Transanal hemorrhoidal dearterialization is an alternative to the operative hemorrhoidectomy. *Am. J. Surgery.* 2001 Nov;182(5):515–519. DOI: 10.1016/S0002-9610(01)00759-0.
14. **Narro J. L.** Therapie des Hamorrhoidalleidens mittels Hamorrhoidalarterienligatur mit dem Dopplengerat KM-25. Eine neue Alternative zur Hamorrhoidektomie Gummibandligatur nach Barron. *Zentralbl Chir.* 2004; 129; 208–210. DOI: 10.1055/s-2004-744.
15. **Кузьминов А. М., Борисов И. Ф.** Геморроидэктомия плазменным скальпелем. *Колопроктология.* 2009; 2: 3–8.

There is no doubt that the use of lasers in medicine is promising, but require further study of the interaction of laser radiation with biological tissues. To use laser instruments in wide surgical practice, it is necessary to develop clinical methods for using diode lasers. In the treatment of general proctologic diseases of the anorectal zone, it is necessary to carry out the processes of morphological verification of the wound process of the tissues of the rectum and anal canal in order to optimize drug treatment.

Furthermore, it is important not to forget about the technical problems of introducing radiation from a diode laser into a fiber. Not all radiation coming out of the laser diode enters the leading mode, a part of the radiation flies past the fiber, and a part falls into the shell and then flows out. It is important to introduce modern technologies for introducing radiation into the optical fiber to ensure an effective therapeutic effect.

REFERENCES

1. **Devyatkov N. D.** Primenenie elektroniki v medicine i biologii. *Elektronnaya tekhnika. Ser. SVCH-tehnika.* 1993. No. 1 (455). Pp. 66–76. №1 (455). С. 66–76. URL: www.gastroscan.ru/literature/authors/5091.
2. **Minayev V. P.** The dawn of use of laser radiation in domestic medicine. *Photonics. Russia.* 2017; 62(2): 104–110. DOI: 10.22184/1993-7296.2017.62.2.104.110.
3. **Motta G., Esposito E., Motta S.** CO₂-laser surgery in the treatment of glottic cancer. *Head neck.* 2005; 27: 566–574. DOI:10.1002/hed.20135.
4. **Goldberg D., Samady J.** Intense pulsed light and Nd:YAG laser non-ablative treatment of facial rhytids. *Laser in Surgery and Medicine.* 2001; 28: 141–144. DOI:10.1002/lsm.1029.
5. **Tsunoda K., Sugiura M., Sonoyama M. et al.** Characterization of water contribution to excimer laser ablation of collagen. *Journal of Photochemistry and Photobiology A: Chemistry.* 2001; 145:195–200. DOI: 10.1016/S1010-6030(01)00582-2.
6. **Kornilovskij I. M., Vartapetov S. K., Movshev V. G., Vedenev D. S.** Novye tekhnologii v hirurgii i terapii rogovicy na osnove primeneniya riboflavina i subablyacionnyh rezhimov izlucheniya eksimernogo lazera «Mikroskan Vizum». *Sovremennye tekhnologii v oftal'mologii.* 2019; 5: 287–291. DOI: 10.25276/2312-4911-2019-5-287-291.
7. **Vorob'ev G. I.** *Osnovy koloproktologii.* Rostov-na-Donu: Izdatel'stvo «Feniks». 2001.
8. **Gejnic A. V., Elisova T. G.** Lazery v hirurgicheskom lechenii gemorroya. *Lazernaya medicina.* 2009; 1: 31–35.
9. **Jeffery P. J., Ritchie S. M., Miller W., Hawley P. R.** The treatment of haemorrhoids by rubber band ligation at St. Mark's Hospital. *Postgraduate Medical Journal.* 1980; 56: 847–849. DOI: 10.1136/pgmj.56.662.847.
10. **Wroblewski D. E., Corman M. L., Veidenheimer M. C., Coiler J. A.** Long-term evaluation of rubber ring ligation in hemorrhoidal disease. *Disease of the Colon and Rectum.* 1980; 23:478–482. DOI: 10.1007/bf02987082.
11. **Dacenko B. M., Dacenko A. B.** *Gemorroy.* – Har'kov: Novoe slovo. 2011.
12. **Simon S. B. et al.** Short-Term and Long-Term Results of Combined Sclerotherapy and Rubber Band Ligation of Hemorrhoids and Mucosal Prolapse. *Dis Colon Rectum.* 2003 September; 46(9):1232–1237. DOI: 10.1007/s10350-004-6720-0.
13. **Sohn N, Aronoff J. S, Cohen F. S., Weinstein M. A.** Transanal hemorrhoidal dearterialization is an alternative to the operative hemorrhoidectomy. *Am. J. Surgery.* 2001 Nov;182(5):515–519. DOI: 10.1016/S0002-9610(01)00759-0.
14. **Narro J. L.** Therapie des Hamorrhoidalleidens mittels Hamorrhoidalarterienligatur mit dem Dopplengerat KM-25. Eine neue Alternative zur Hamorrhoidektomie Gummibandligatur nach Barron. *Zentralbl Chir.* 2004; 129; 208–210. DOI: 10.1055/s-2004-744.
15. **Kuz'minov A. M., Borisov I. F.** Gemorroidektomiya plazmennym skal'pelem. *Koloproktologiya.* 2009; 2: 3–8.
16. **Rivkin V. L., Bronshtejn S. N., Fajn A. S.** *Rukovodstvo po koloproktologii.* –



16. Ривкин В. Л., Бронштейн С. Н., Файн А. С. Руководство по колопроктологии. – М.: Изд-во «Медпрактика». 2001.
17. Morinada K., Hasuda K., Ikeda T. A novel therapy for internal haemorrhoids: ligation of the haemorrhoidal artery with a newly devised instrument (Moricorn) in conjunction with a Doppler flowmeter. *Am. J. Gastroenterol.* 2015; 90(4): 610–613.
18. Кузьминов, А. М., Борисов И. Ф. Геморроидэктомия с применением высоких энергий. *Колопроктология.* 2009; 3: 46–52.
19. Мухин А. Г., Волков А. В., Комарова М. Ю. Лечение геморроя в амбулаторных условиях. *Колопроктология.* 2010; 1: 18–21. 15.
20. Bursics A., Morvay K., Kupcsulik P., Flautner L. Comparison of early and 1-year follow-up results of conventional hemorrhoidectomy and hemorrhoid artery ligation: a randomized study. *Int. J. Colorectal Dis.* 2014 Mar; 19(2):176–80. DOI:10.1007/s00384-003-0517-9.
21. Lienert M., Ulrich B. Die dopplergeführte Hammoridalarterien-ligatur Erfahrungsbericht über 248 Patient. *Dtsch med Wochenschr.* 2014;129; 947–950. DOI:10.1055/s-2004-823061.
22. Thomson W. H. The nature of haemorrhoids. *Brittish. J. Surgeri.* 1975; 62: 542–552. DOI: 10.1002/bjs.1800620710
23. Загрядский Е. А., Горелов С. И. Трансанальная доплер-контролируемая дезартеризация в сочетании мукопексией в лечении геморроя III–IV стадии. *Колопроктология.* 2010; 2: 8–14.
24. Андриевский А. В., Андриевский В. Ф. Лазерные диодные модули: ввод излучения в волокно и фиксация деталей модулей. *Фотоника.* 2017; 63(3): 74–75. DOI: 10.22184/1993-7296.2017.63.3.74.79.
- M.: Izd-vo «Medpraktika». 2001.
17. Morinada K., Hasuda K., Ikeda T. A novel therapy for internal haemorrhoids: ligation of the haemorrhoidal artery with a newly devised instrument (Moricorn) in conjunction with a Doppler flowmeter. *Am. J. Gastroenterol.* 2015; 90(4): 610–613.
18. Kuz'minov, A. M., Borisov I. F. Gemorroidektomiya s primeneniem vysokih energij. *Koloproktologiya.* 2009; 3: 46–52.
19. Muhin A. G., Volkov A. V., Komarova M. YU. Lechenie gemorroya v ambulatornyh usloviyah. *Koloproktologiya.* 2010; 1: 18–21.
20. Bursics A., Morvay K., Kupcsulik P., Flautner L. Comparison of early and 1-year follow-up results of conventional hemorrhoidectomy and hemorrhoid artery ligation: a randomized study. *Int. J. Colorectal Dis.* 2014 Mar; 19(2):176–80. DOI:10.1007/s00384-003-0517-9
21. Lienert M., Ulrich B. Die dopplergeführte Hammoridalarterien-ligatur Erfahrungsbericht über 248 Patient. *Dtsch med Wochenschr.* 2014;129; 947–950. DOI:10.1055/s-2004-823061
22. Thomson W. H. The nature of haemorrhoids. *Brittish. J. Surgeri.* 1975; 62: 542–552. DOI: 10.1002/bjs.1800620710
23. Zagryadskij E. A. Gorelov S. I. Transanal'naya dopler-kontroliruemaya dezarterizaciya v sochetanii mukopeksiej v lechenii gemorroya III–IV stadii. *Koloproktologiya.* 2010; 2: 8–14.
24. Andryeuskij A. V., Andryeuskij V. F. Laser diode modules: optical coupling and parts bonding. *Photonics Russia.* 2017; 63(3): 74–75. DOI: 10.22184/1993-7296.2017.63.3.74.79.

ОБ АВТОРАХ

- Н. К. Жижин, к. м. н., gigin2000@mail.ru, ЗАО «Центральная поликлиника Литфонда», Москва, Россия.
ORCID:0000-0002-7825-3556
- Ю. Ю. Колбас, д. т. н., tigr-e@rambler.ru, АО «НИИ «Полюс» им. М. Ф. Стальмаха», Москва, Россия.
ORCID:0000-0002-6867-0065
- Е. В. Кузнецов, д. т. н., проф., bereg@niipolyus.ru, АО «НИИ «Полюс» им. М. Ф. Стальмаха», Москва, Россия.

ABOUT AUTHORS

- N. K. Zhizhin, Cand. of Scien (Med.), gigin2000@mail.ru, ZAO Central'naya poliklinika Litfonda, Moscow, Russia.
ORCID:0000-0002-7825-3556
- Yu. Yu. Kolbas, Dr. of Scien. (Eng.), tigr-e@rambler.ru, Research and Development Institute «Polyus» named after M. F. Stelmakh, Moscow, Russia.
ORCID:0000-0002-6867-0065
- Ev. V. Kuznetsov, Dr. of Scien. (Eng.), Prof., bereg@niipolyus.ru, Research and Development Institute «Polyus» named after M. F. Stelmakh, Moscow, Russia.



XII Международная конференция «Фундаментальные проблемы оптики» ФПО-2020

Приглашаем принять участие в XII Международной конференции «Фундаментальные проблемы оптики» ФПО-2020, которая будет проходить в Университете ИТМО в городе Санкт-Петербурге с 19 по 23 октября 2020 года

ТЕМАТИКА КОНФЕРЕНЦИИ:

- квантовая оптика и фундаментальная спектроскопия, квантовая информатика
- когерентные процессы взаимодействия света с веществом
- оптика фемто- и аттосекундных импульсов, фемтотехнологии
- взаимодействие терагерцового излучения с веществом, терагерцовые материалы и устройства
- новые принципы оптической передачи, обработки и хранения информации
- оптические материалы фотоники
- оптика и фотоника для биологии и медицины.

В рамках конференции состоится семинар «Индустриальная фотоника» и Чтения академика Юрия Николаевича Денисюка.

К участию в конференции приглашаются научные сотрудники, молодые ученые, аспиранты и студенты. На конференции будут представлены доклады по результатам реализации проектов РФФИ.

К участию в семинаре «Индустриальная фотоника» приглашаются представители индустрии.

Рабочие языки: русский, английский.

Ждем Вас в городе на Неве!
Подробности на сайте конференции – conf-fpo.ifmo.ru



ТЕХНОСФЕРА
РЕКЛАМНО-ИЗДАТЕЛЬСКИЙ ЦЕНТР

100% ГАРАНТИЯ
ПОЛУЧЕНИЯ ВСЕХ НОМЕРОВ



Стоимость 2200 р. за номер
Периодичность: 10 номеров в год
www.electronics.ru



Стоимость 1430 р. за номер
Периодичность: 8 номеров в год
www.photonics.ru



Стоимость 1430 р. за номер
Периодичность: 6 номеров в год
www.j-analytics.ru

ПОДПИСКА НА ЖУРНАЛЫ

www.technosphere.ru



Стоимость 1056 р. за номер
Периодичность: 8 номеров в год
www.lastmile.ru



Стоимость 1287 р. за номер
Периодичность: 8 номеров в год
www.nanoindustry.ru



Стоимость 1716 р. за номер
Периодичность: 4 номера в год
www.stankoinstrument.ru