

## Возможности использования CO<sub>2</sub> лазерной хирургии

Варев Г.А., Погорельский С.Л.

В последние годы активное развитие лазерной хирургии расширило рамки представления о возможности лазерных технологий, которые сегодня представлены практически во всех областях медицины.

Большое количество проведенных исследований по взаимодействию высокоэнергетического лазерного излучения с биотканью, а также накопленный большой практический опыт использования медицинских лазеров позволили обеспечить не только качество лечения пациентов, но и безопасность этого лечения.

Особое место в лазерной хирургии занимают CO<sub>2</sub> лазеры за счет уникальных свойств излучения с длиной волны 10,6 мкм при взаимодействии с биотканью.

Целью настоящей работы является показать возможности CO<sub>2</sub> лазерной хирургии не только теоретически, но и на основе практического опыта внедрения лазерных хирургических аппаратов (ЛХА) серии «Ланцет» (рис. 1, рис. 2).



Рис. 1 ЛХА «Ланцет-1»  
настольного исполнения



Рис. 2 ЛХА «Ланцет-2»  
напольного исполнения

Эти аппараты разработаны в Конструкторском бюро приборостроения (г. Тула) на базе эффективного CO<sub>2</sub> лазера военного назначения. Они отличаются компактностью и надежностью в эксплуатации. При разработке ЛХА «Ланцет» закладывались технические параметры и режимы работы с учетом накопленных на тот момент результатов исследований по взаимодействию лазерного излучения с биотканью. Со временем, по мере внедрения аппаратов в лазерную хирургию, были получены новые научные результаты, которые

использовались для модернизации аппаратов и разработки дополнительных аксессуаров с целью расширения их функциональных возможностей.

В лазерной хирургии лазерное излучение используется для деструктивного действия на биоткань с помощью тепловой энергии, поэтому ее эффективность определяется эффективностью преобразования энергии лазерного излучения в тепловую энергию в поглощенном объеме биоткани. Вместе с тем, эффективность этого преобразования определяется как физическими параметрами излучения (мощность, длина волны излучения, длительность воздействия, размер лазерного пятна), так и физическими и морфологическими параметрами биоткани (коэффициент поглощения  $m_a$  излучения в мягких тканях на природных хромофорах, коэффициент рассеяния  $m_s$  излучения на клетках и морфологических особенностях их структур).

При падении лазерного пучка на биоткань происходит ослабление его интенсивности по экспоненциальному закону Бугера:

$$I(l) = (1-R) \cdot I_0 \cdot \exp(-m_a l) \cdot \exp(-m_s l) \quad (1),$$

где  $R = \frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2}^2$  – коэффициент френелевского отражения излучения от биоткани при

нормальном падении на биоткань;

$n$  – относительный показатель преломления биоткани;

$l$  – толщина биоткани.

Как следует из формулы (1), ослабление лазерного пучка обусловлено его поглощением и рассеиванием в биоткани, а также отражением на границе «воздух-биоткань». Хирургическое действие лазерного излучения обусловлено только поглощенной частью излучения. Преобразование поглощенного лазерного излучения в тепло осуществляется на природных хромофорах (вода, гемоглобин, меланин, протеин). Природные хромофоры поглощают и преобразуют энергию лазерного излучения в тепловую за очень короткое время ( $10^{-12}$  с). Взрывное испарение клеточной воды происходит тогда, когда плотность мощности излучения достаточна для разрыва молекулярных связей воды. Таким образом, хромофоры определяют глубину проникновения излучения  $h$ , а следовательно, и объем  $V$ , в котором выделяется тепловая энергия. Элементарный объем  $V_0$  определяется объемом гауссоиды с площадью основания  $S_0 = \frac{d_0^2}{4}$  и высотой  $h_0$ , которая равна глубине проникновения гауссова пучка в биоткань по уровню  $1/e^2$  начальной

интенсивности  $I_0$ . Объем гауссоиды  $V_0$  отличается от объема цилиндра  $V_{ц} = \frac{d_0^2}{4} h$  в «А»

раз, где  $A = \frac{V_{ц}}{V_0}$ .

Для гауссова пучка радиусом  $x$  объем гауссоиды  $V_0 = \pi (1 - e^{-x^2}) \cdot h$

Тогда для  $x_0 = \sqrt{2}$  (что соответствует уровню  $1/e^2$  от осевой интенсивности)

коэффициент  $A = \frac{x_0^2 h}{(1 - e^{-x_0^2}) h} = 2,31$ .

Вся поглощенная энергия  $\mathcal{E}$  идет на нагревание объема биоткани  $V_0$  до температуры кипения  $T_k$  ( $\mathcal{E}_1$ ) и на испарение этого объема биоткани ( $\mathcal{E}_2$ ) (при допущении отождествления биоткани и воды [1]). Энергия  $\mathcal{E}$  определяется из соотношения:

$$\mathcal{E} = \mathcal{E}_1 + \mathcal{E}_2 = P_n \cdot t = C_p \cdot m \cdot \Delta T + \chi \cdot m = C_p \cdot \rho \frac{d_0^2}{4 A} \cdot h_0 \cdot \Delta T + \rho \frac{d_0^2}{4 A} \cdot \chi = \rho \frac{d_0^2}{4 A} h (C_p \cdot \Delta T + \chi) \quad (2),$$

где  $P_n$  – поглощенная мощность излучения, Вт;

$t$  – время воздействия лазерного излучения на биоткань, с;

$C_p$  – удельная теплоемкость биоткани,  $\frac{\text{кДж}}{\text{кг град}}$ ;

$m$  – масса нагреваемой и испаряемой биоткани, кг;

$\rho$  – плотность биоткани,  $\frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$ ;

$d_0$  – диаметр гауссова пучка, м;

$h_0$  – глубина проникновения излучения по уровню  $1/e^2$ ;

$\Delta T$  – приращение температуры биоткани при нагреве, °С ( $\Delta T = T - 36,6$  °С);

$\chi$  – удельная энергия испарения воды,  $\frac{\text{кДж}}{\text{кг}}$ ;

С учетом вычисленного значения  $A = 2,31$  соотношение (2) примет вид

$$\mathcal{E} = 0,34 \rho \cdot d_0^2 h_0 \cdot (C_p \cdot \Delta T + \chi) \quad (3).$$

Из представленного соотношения (3) следует, что энергия, затрачиваемая на нагрев и испарение биоткани, пропорциональна глубине проникновения излучения  $h$  и температуре  $T$ , необходимой для достижения того или иного теплового, а следовательно, и хирургического эффекта (коагуляция –  $T = 70-200$ °С; вапоризация –  $200-250$ °С; абляция –  $250-300$ °С).

Процесс лазерной резки биотканей происходит для различных лазеров по-разному за счет селективного поглощения излучения на хромофорах (рис. 3) [1].

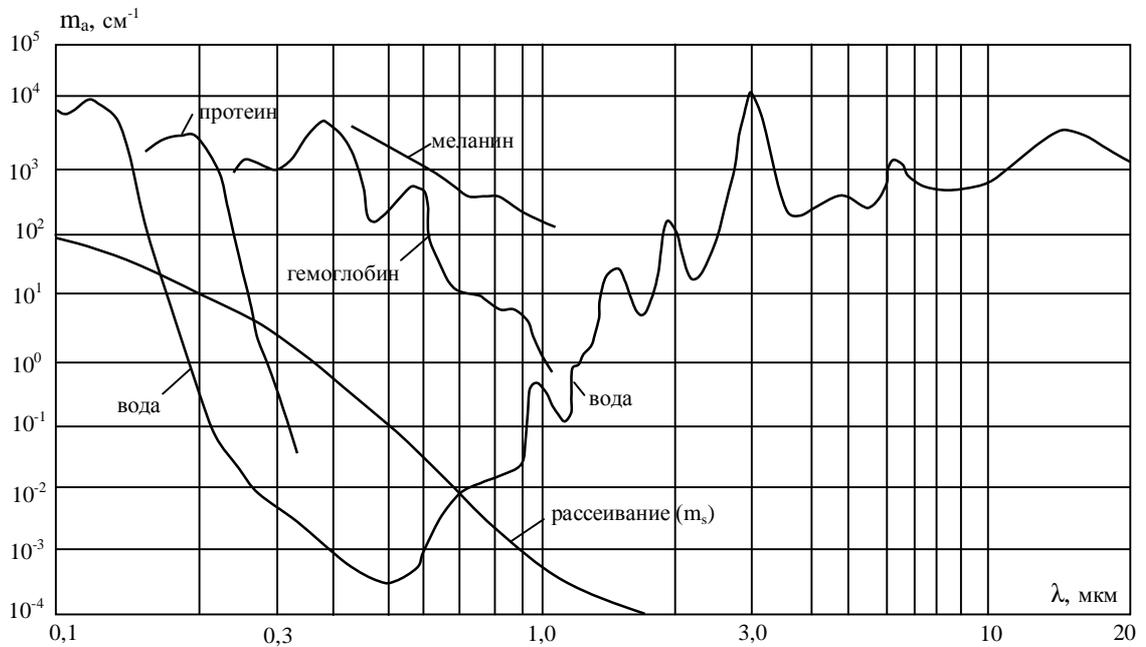


Рис. 3 Зависимость коэффициента поглощения хромофоров  $m_a$  от длины волны излучения  $\lambda$ .

С учетом приведенной на рис. 3 зависимости и формулы (1) определена расчетная зависимость глубин проникновения лазерного излучения в биоткань  $h_0$  (по уровню 90% поглощения начальной интенсивности  $I_0$ ) для наиболее распространенных хирургических лазеров, которая представлена на рис.4.

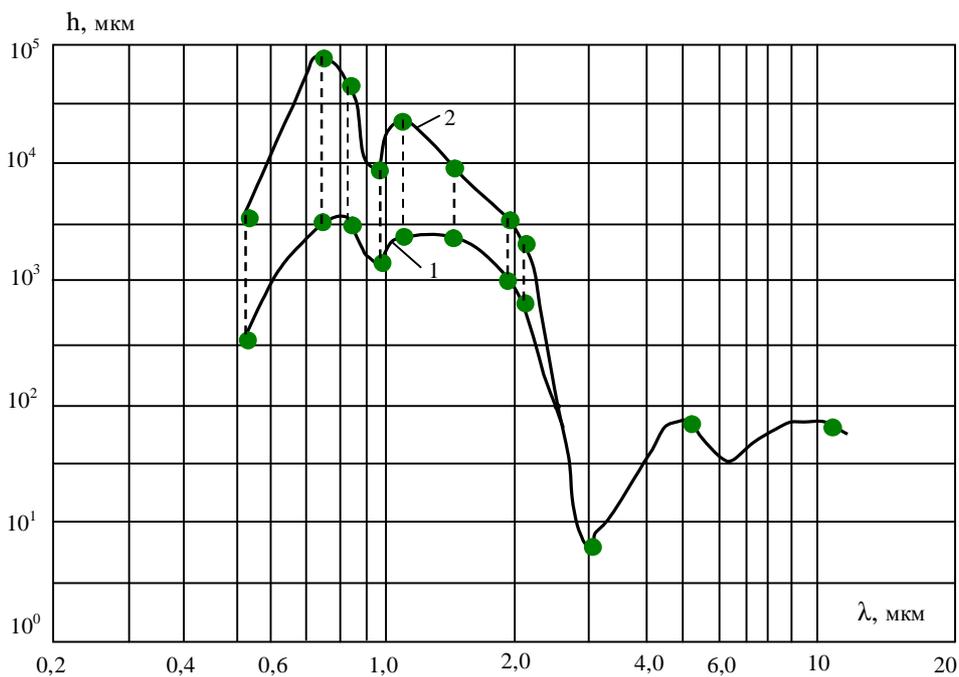


Рис. 4. Зависимость глубины проникновения лазерного излучения в биоткань: 1 – пигментированная ткань; 2 – непигментированная ткань;

Для расчета этой зависимости для каждой длины волны выбирался доминирующий хромофор, на котором в основном происходит поглощение лазерного излучения (для CO<sub>2</sub> лазера – вода, для диодных лазеров – вода и меланин, для «зеленых» ( $\lambda=0,53$  мкм) лазеров – гемоглобин и меланин).

Анализ этих зависимостей свидетельствует о том, что выбор длины волны является определяющим фактором для лазерной хирургии, так как изменение коэффициента поглощения  $m_a$  лазерного излучения биотканью от длины волны  $\lambda$  влияет на объем нагреваемой биоткани сильнее (на 4 порядка), чем изменение физических параметров излучения ( $P, P/S, t, d_0$ ), которые меняются в пределах одного-двух порядков. Так, более длинноволновое излучение CO<sub>2</sub> лазера проникает на существенно меньшие глубины в биоткань, чем коротковолновое излучение диодных лазеров. Из этого следует, что для выпаривания элементарного объема биоткани  $V_0$  с помощью хирургического лазера, необходимо затратить различную энергию лазерного излучения: для CO<sub>2</sub> лазера ( $\lambda=10,6$  мкм) эта энергия на один-два порядка меньше, чем для диодных лазеров ( $\lambda \approx 1,0$  мкм).

Эффективность лазерной хирургии обеспечивается в том случае, если вся поглощенная биотканью энергия лазерного излучения расходуется только на испарение заданного объема биоткани, а не на нагревание соседних участков. Однако между испаряемой биотканью и здоровой существует зона повреждения  $\Delta h$ , которая определяется длительностью воздействия излучения  $t$  и теплопроводностью биоткани «а» из соотношения [2]:

$$\Delta h = \sqrt{4at} \quad (4),$$

$$\text{где } a = \frac{k}{C_p} \frac{\text{см}^2}{\text{с}}, \quad k - \text{теплопроводность биоткани} \frac{\text{Вт}}{\text{м град}}.$$

Эта зависимость справедлива для определенных энергетических условий, при которых начинается абляционное разрушение биоткани, когда вода в биоткани начинает превращаться в пар в замкнутом объеме  $V_0$  с повышением его давления и выбросом фрагментов биоткани вместе с паром из зоны лазерного воздействия.

Из соотношения (4) следует, что зона термодиффузии может быть уменьшена за счет времени  $t$  воздействия излучения на биоткань до значений, меньших постоянной времени термической релаксации  $t_p$ , которая составляет около 1 мс [2]. Тогда оптимальным условием испарения элементарного объема биоткани  $V_0$  является соотношение (5):

$$t \leq t_p \quad (5)$$

Принимая из соотношения (4)  $t=t_p=\sqrt{\frac{h_0^2}{4a}}$ , а из соотношения (2)

$t=0,34\rho d_0^2 h_0(C_p\Delta T+\chi)/P_{\Pi}$ , имеем условие порогового выпаривания биоткани, при котором не происходит перегрева соседних участков:

$$\frac{h_0^2}{4a} = \frac{0,34 d_0^2 h_0 (C_p \Delta T + \chi)}{P_{\Pi}} \quad (6)$$

Пороговая плотность мощности  $E_{\text{пор}} = \frac{P_{\Pi}}{S_0} = \frac{4P_{\Pi}}{d_0^2}$ , соответствующая этому условию, будет равна

$$E_{\text{пор}} = \frac{1,73 a (C_p \Delta T + \chi)}{h_0} \quad (7)$$

Принимая глубину проникновения лазерного излучения  $h_0$  по уровню  $1/e^2$  равной линейной величине  $\frac{1}{m_a}$ , имеем:

$$E_{\text{пор}} = 1,73 a \rho m_a (C_p \Delta T + \chi) \quad (8).$$

Тогда, подставляя в формулу (8) численные значения:  $m_a = 700 \frac{1}{\text{см}}$  (коэффициент поглощения излучения с  $\lambda = 10,6$  мкм в воде);  $a = 0,014 \frac{\text{см}^2}{\text{с}}$  (коэффициент температуропроводности воды);  $\rho = 10^{-3} \frac{\text{кг}}{\text{см}^3}$  (плотность воды);  $T_k = 100^\circ\text{C}$ ;  $\Delta T = T_k - 36,6 = 63,4^\circ\text{C}$ ;  $\chi = 2260 \frac{\text{кДж}}{\text{кг}}$  (удельная энергия испарения воды при  $100^\circ\text{C}$ );  $C_p = 4,19 \frac{\text{кДж}}{\text{кг град}}$  (удельная теплоемкость воды), имеем значение пороговой плотности мощности  $E_{\text{пор}} = 42 \frac{\text{кВт}}{\text{см}^2}$ .

Пороговая энергия  $\mathcal{E}_{\text{пор}}$  в импульсе, необходимая для выпаривания элементарного объема  $V_0$ , определится из соотношения:

$$\mathcal{E}_{\text{пор}} = \mathcal{E}_1 + \mathcal{E}_2 = E_{\text{пор}} \cdot \frac{d_0^2}{4} \cdot t \quad (9)$$

Для диаметра лазерного пятна  $d_0 = 0,2$  мм и длительности импульса  $t = 0,5$  мс имеем  $\mathcal{E}_{\text{пор}} = 6,6 \cdot 10^{-3}$  Дж. Причем доля энергии  $\mathcal{E}_1$ , идущая на нагрев биоткани объемом  $V_0$  до температуры начала парообразования ( $T_k = 100^\circ\text{C}$ ), существенно (в 8,5 раз) меньше энергии

$\mathcal{E}_2$ , идущей на испарение этого объема ( $\frac{\mathcal{E}_2}{\mathcal{E}_1} = \frac{5,9 \cdot 10^{-3} \text{ Дж}}{0,7 \cdot 10^{-3} \text{ Дж}} = 8,5$ ).

В аппаратах «Ланцет» в суперимпульсном режиме излучения при  $t=0,5$  мс энергия в импульсе составляет  $\mathcal{E}=P_{\text{и}} \cdot t=50 \text{ Вт} \cdot 5 \cdot 10^{-4} \text{ с}=25 \cdot 10^{-3} \text{ Дж}$ , что превышает в 4 раза пороговое значение  $\mathcal{E}_{\text{пор}}$ .

При превышении энергии в импульсе порогового значения происходит кипение перегретой воды и ее испарение в ограниченном объеме  $V_0$  с образованием высокого давления. Давление пара фактически ограничивает температуру нагрева водосодержащей биоткани до температуры, при которой не происходит ее карбонизации (появление твердофазного углерода). По экспериментальным данным [2] эта температура составляет около  $150^\circ\text{C}$ . При такой температуре происходит выброс фрагментов биоткани из зоны лазерного воздействия под действием давления пара. Увеличение давления пара и выброс фрагментов биоткани приводят к охлаждению зоны лазерного воздействия за счет испарения, что позволяет избежать перегрева других компонентов биоткани, содержащихся в объеме  $V_0$ , и соседних участков биоткани.

При дальнейшем увеличении энергии импульса излучения, а следовательно, и повышения температуры биоткани в замкнутом объеме  $V_0$ , происходит ее карбонизация при  $T=200-250^\circ\text{C}$ , а при  $T=250-300^\circ\text{C}$  полное сгорание и испарение биоткани [2].

Для перфорации биоткани в суперимпульсном режиме излучения время выпаривания биоткани  $t_{\text{в}}$  на глубину  $h$  составит:

$$t_{\text{в}} = \frac{0,34 \cdot d_0^2 h (C_p \cdot T)}{4P_{\text{и}}} \cdot \tau_{\text{и}} \quad (10),$$

где  $\tau_{\text{и}}$  – длительность импульса,

$\tau$  – период следования импульсов,

$P_{\text{и}}$  – мощность в импульсе.

Учитывая, что  $\mathcal{E}_1 \ll \mathcal{E}_2$ , формулу (10) можно записать в виде:

$$t_{\text{в}} = \frac{0,266 \cdot d_0^2 \cdot h}{P_{\text{и}}} \quad (11)$$

При резании биоткани толщиной  $h$  и длиной  $L$  в этом же режиме минимальное время рассечения  $t_{\text{р}}$  (с учетом  $\mathcal{E}_1 \ll \mathcal{E}_2$ ) определяется из выражения:

$$t_{\text{р}} = \frac{0,266 \cdot d_0^2 \cdot h \cdot L}{P_{\text{и}}} \quad (12),$$

а скорость резания  $U_{\text{рез}}$  из выражения:

$$U_{\text{рез}} = \frac{L}{t_{\text{р}}} = \frac{P_{\text{и}}}{0,266 \cdot d_0^2 \cdot h} \quad (13)$$

В непрерывном режиме излучения время перфорации  $t_{\text{в}}$  составит:

$$t_b = \frac{0,266 d_0^2 h}{P} \quad (14),$$

где  $P$  – средняя мощность излучения,  
 время резания  $t_p$  составит:

$$t_p = \frac{0,266 d_0 h L}{P} \quad (15),$$

а скорость резания:

$$U_{рез} = \frac{3,76 P}{d_0^2 h} \quad (16)$$

Анализ полученных зависимостей свидетельствует о том, что для резания и выпаривания биоткани без термонекроза соседних тканей целесообразно использовать суперимпульсный режим излучения с длительностью импульсов не более 500 мкс и паузой между импульсами не менее 1 мс.

При использовании непрерывного или квазинепрерывного (импульсно-периодического) режима излучения можно осуществлять практически бескровное рассечение мягких тканей за счет того, что в этом режиме зона термонекроза существенно больше, чем в суперимпульсном режиме, и, следовательно, коагуляционные свойства излучения более выражены.

На основе полученных результатов следует отметить еще одну отличительную особенность  $CO_2$  лазеров по сравнению с другими хирургическими лазерами: поскольку длительность импульса в  $CO_2$  лазерах можно гибко варьировать в достаточно широких пределах (в аппаратах «Ланцет» от 50 до 500 мкс), то можно управлять и глубиной термонекроза в широких пределах. Другие хирургические лазеры ( $H_0YAG$ ,  $E_rYAG$ ,  $YAG$ , диодные лазеры) имеют ограничения по регулировке длительности импульса в этих пределах, поэтому у них зона термонекроза трудно регулируется и составляет в соответствии с соотношением (4) величину порядка 50 мкм.

Другая отличительная особенность  $CO_2$  лазера связана с тем, что глубина проникновения этого излучения в биоткань меньше, чем у других хирургических лазеров (за исключением эрбиевого), поэтому для  $CO_2$  лазеров необходимы меньшие абсолютные затраты энергии на выпаривание биоткани. Из-за этого  $CO_2$  лазерные хирургические аппараты имеют менее мощные лазеры, а следовательно, являются более экономичными. Что касается  $E_rYAG$  лазеров, то у них из-за ограничения возможности регулирования длительности импульса в широких пределах зона термонекроза составляет порядка 50 мкм, что на порядок превышает зону выпаривания (5 мкм). Поэтому резание биоткани эрбиевым лазером сопровождается существенным термическим повреждением соседних тканей.

Таким образом, благодаря наличию в аппаратах «Ланцет» 3-х режимов излучения (непрерывного, квазиимпульсного и суперимпульсного), с их помощью можно осуществлять резание биоткани с малой зоной термонекроза, резание с умеренной зоной термонекроза и площадную коагуляцию. Режим площадной коагуляции в аппаратах «Ланцет» обеспечивается за счет расфокусировки лазерного луча с визуальным определением зоны коагуляции по двум пилотным красным лучам, которые в режиме расфокусировки ограничивают с двух сторон луч CO<sub>2</sub> лазера.

Благодаря отмеченным уникальным свойствам CO<sub>2</sub> лазерного излучения, аппараты «Ланцет» имеют большие функциональные возможности по его применению в различных областях медицины (табл. 1).

Таблица 1 Области применения аппаратов «Ланцет»

<b>Хирургия</b>	Вмешательства на органах желудочно-кишечного тракта, связанные с резекцией и вскрытием просвета полых органов и формированием различного рода межорганных анастомозов, остановка кровотечений из острых язв и эрозий желудочно-кишечного тракта, кожно-пластические операции, требующие препаровки тканей в условиях полного гемостаза и стерильности, забор кожного лоскута, обработка поверхности, подлежащей закрытию, резекция паренхиматозных органов, операции на печени и селезенке, операции на желчных путях, операции на легких, лечение гнойных ран путем одномоментного удаления девитализированных тканей и стерилизации раневой поверхности, выпаривание абсцессов и остатков гнойной полости первичная хирургическая обработка ран, лазерные вмешательства на пищеводе, гортани, трахее и бронхах, операции в аноректальной области, операции на вросшем ногте.
<b>Гинекология</b>	Лечение патологий шейки матки (эрозия, лейкоплакия, эритроплакия, рубцовые деформации, эрозированный экстрипцион), ампутация и экстирпация матки, клиновидная резекция яичников, консервативная миомэктомия, лечение папиллом, кондилом и полипов.
<b>Урология</b>	Хирургическое лечение гнойно-воспалительных заболеваний, удаление опухолей.
<b>Оториноларингология</b>	Лечение хронических носовых кровотечений, синехий и рубцов полости носа, хронических гипертрофических ринитов, фарингитов, тонзиллитов, кист и папиллом глотки, ронхопатии, фарингомикозов и тонзилломикозов, хирургия гортани, трахеи и голосовых связок.
<b>Дерматология и косметология</b>	CO <sub>2</sub> лазерная дермабразия стареющей и увядающей кожи, шлифовка рубцов, устранение дефектов кожи после угревой болезни, дермабразия гиперкератозов, удаление импрегнаций (угля, сажи, мазута, пороха), устранение невусов, эпидермальных кист, дерматофибром, ксантелазмов, удаление бородавок, папиллом, кондилом, лечение гнойно-воспалительных заболеваний кожи, трофических язв, кожно-пластическая хирургия, фракционный фототермолиз
<b>Нейрохирургия</b>	Гемостаз и выпаривание опухолей: базальные менингиомы, невриомы слухового нерва, аденома гипофиза, опухоль ствола, менингиома задней черепной ямки, опухоли головного мозга глиального ряда.
<b>Ожоговая хирургия</b>	Некрэктомия тканей при ожогах различной степени, обработка келоидных рубцов.

Продолжение табл. 1

<b>Стоматология</b>	Хирургическая стоматология: френулэктомия, вестибулопластика, иссечение рубцов, гингвинопластика для удаления клинической коронки, оперкулоэктомия, удаление гипертрофированной слизистой оболочки, иссечение фибром, удаление гемангиом и лимфангиом, лазеротерапия лейкоплакии, лазеротерапия афтозного, герпетического стоматита и других заболеваний полости рта, лечение пародонтита.
<b>Онкология</b>	Предраковые заболевания вульвы, рак кожи, абдоминальная онкология.
<b>Офтальмология</b>	Хирургия век и конъюнктивиты, опухоли век и конъюнктивиты, опухоли орбиты.

Широкая область применения аппаратов «Ланцет» обусловлена не только отмеченными уникальными свойствами излучения CO<sub>2</sub> лазера, но и другими, не менее важными особенностями.

Лазерные хирургические аппараты «Ланцет» позволяют резать биоткань бесконтактно с одновременной коагуляцией кровеносных сосудов, что делает операции практически бескровными и стерильными. Эффективность стерилизации операционной раны излучением CO<sub>2</sub> лазера доказана многочисленными исследованиями [2]. По ходу лазерного разреза происходит формирование тонкой зоны коагуляции тканей ( $\approx 50$  мкм), которая служит своеобразным биологическим барьером, препятствующим инфицированию лазерной раны. В отличие от скальпельной раны, лазерная заживает быстрее, без образования грубой рубцовой ткани. Кроме того, рассеянное вблизи лазерной раны низкоинтенсивное излучение CO<sub>2</sub> лазера выполняет роль стимулятора репаративных процессов [2].

В аппаратах «Ланцет» реализована возможность регулирования в широких пределах физических параметров излучения (мощность, размер пятна, режим излучения), что наряду с уникальной двухлучевой пилотной системой наведения луча позволяет проводить прецизионные хирургические операции, подбирая оптимальную глубину и ширину реза.

За счет применения волноводного CO<sub>2</sub> лазера с оригинальной складной конструкцией резонатора и высоким КПД преобразования электрической энергии в световую аппараты «Ланцет» имеют малые габариты и вес, что выгодно отличает их от других лазерных хирургических аппаратов.

С целью еще большего расширения функциональных возможностей CO<sub>2</sub> лазерной хирургии для аппаратов «Ланцет» разработано большое количество дополнительного оборудования, которое позволяет оптимально адаптировать эти аппараты в рабочее место врачей различных специализаций.

Так, для дерматокосметологии разработано несколько моделей сканирующих устройств (рис. 5, рис. 6), которые действуют по принципу пространственной модуляции излучения с временем лазерного воздействия в одной точке меньше времени термической

релаксации биоткани. Это позволяет проводить площадную абляцию биоткани без карбонизации с площадью обработки до 2 см<sup>2</sup> за один кадр. В сочетании с суперимпульсным режимом излучения эти сканеры позволяют реализовать технологию фракционного фототермолиза, а в сочетании с непрерывным режимом излучения – технологию лазерной шлифовки биотканей.



Рис. 5 Сканирующее устройство для лазерной шлифовки



Рис. 6 Сканирующее устройство для фракционного фототермолиза

Клиническими преимуществами применения таких сканеров являются:

- возможность послойной контролируемой абляции биоткани по всей площади сканирования;
- равномерное воздействие излучения по всей площади сканирования;
- минимальное термическое воздействие на окружающие ткани;
- возможность подбора оптимальной фигуры сканирования и процента повреждения ткани на площади сканирования.

Для гинекологии разработано дополнительное оборудование, которое позволяет осуществлять стыковку аппаратов «Ланцет» с любым типом кольпоскопов. В состав этого оборудования входит микроманипулятор с гинекологическим сканером, система дымоотсоса и фильтрации продуктов испарения, насадка гинекологическая. Внешний вид рабочего места гинеколога с указанным оборудованием представлен на рис. 7.



Рис. 7 Рабочее место гинеколога с аппаратом «Ланцет»

Использование указанного дополнительного оборудования позволяет проводить лечение эрозии шейки матки под кольпоскопией с послойным контролируемым удалением патогенного участка биоткани без некроза соседних тканей и без образования рубцов.

Для оториноларингологии разработаны:

- микроманипулятор с адаптором (рис. 8), который обеспечивает стыковку аппарата «Ланцет» с хирургическим микроскопом с фокусным расстоянием от 200 до 400 мм;
- ЛОР-насадка (рис. 9),
- насадки для лечения храпа (рис. 10),
- угловые насадки (рис. 11).

Это дополнительное оборудование существенно расширяет область применения аппаратов «Ланцет» в оториноларингологии.



Рис. 8 Микроманипулятор  
с адаптором



Рис. 9 ЛОР-насадки



Рис. 10 Насадки для  
лечения храпа



Рис. 11 Угловые насадки  
(60°, 90°, 120°)

Для абдоминальной хирургии разработаны специальные наборы хирургических инструментов (около 100 наименований) для проведения операций на желудочно-кишечном тракте, проктологических операций и холедохотомии (см. сайт [www.lasermed.ru](http://www.lasermed.ru)).

## Заключение

1. CO<sub>2</sub> лазерная хирургия имеет широкие возможности по применению в различных областях медицины за счет уникальных свойств лазерного излучения с длиной волны  $\lambda=10,6$  мкм при взаимодействии с биотканью.
2. Эти возможности подтверждены более чем пятнадцатилетним опытом внедрения отечественных лазерных хирургических аппаратов серии «Ланцет» в практическое здравоохранение.
3. Существенно расширяет функциональные возможности лазерных хирургических аппаратов «Ланцет» разработка дополнительных аксессуаров, которые позволяют оптимально интегрировать аппарат в рабочее место врача различных специальностей.
4. Рекомендованные в статье режимы и параметры излучения должны рассматриваться врачом только в качестве ориентировочных, поскольку для принятия решения в процессе лечения необходимы определенные знания и опыт, которые приобретаются в ходе изучения специальной литературы, клинического обучения, а также в процессе обмена опытом использования хирургических лазеров.

## Литература

1. Серебряков В.А. и др. Медицинское применение лазеров среднего инфракрасного диапазона. Проблемы и перспективы. – «Оптический журнал», 77, 1, 2010
2. Рисованный С.И. и др. «Лазерная стоматология» – Краснодар: Кубань-Книга. – 2005. – 276 с.