

Возможности использования CO₂ лазерной хирургии

Варев Г.А., к.т.н., Доронин В.А., к.м.н., Суханов С.В.

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 CO₂ лазеры за счет уникальных свойств излучения с длиной волны 10,6 мкм при взаимодействии с биотканью.

Целью настоящей работы является показать возможности CO₂ лазерной хирургии не только теоретически, но и на основе практического опыта внедрения новых лазерных медицинских технологий с использованием отечественных лазерных хирургических аппаратов (ЛХА) «Ланцет» (рис.1), разработка ОАО «КБП им. А.Г.Шипунова», и «Л'Мед-1» (рис.2), разработанного ООО «Русский инженерный клуб» (г.Тула).

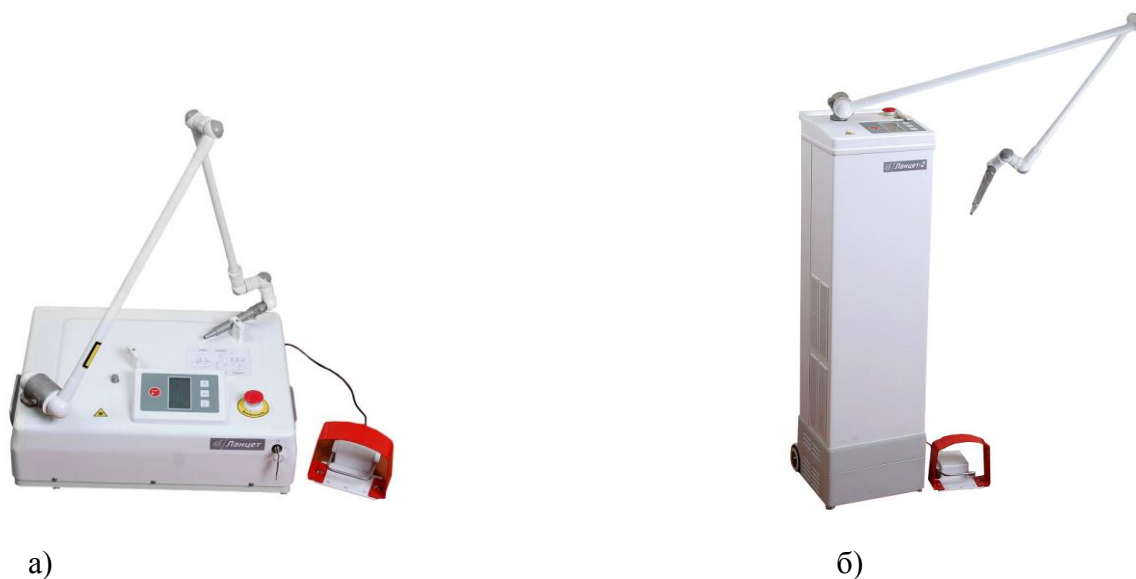


Рис. 1 ЛХА «Ланцет»

- а) настольного исполнения
- б) напольного исполнения



Рис. 2 ЛХА «Л'Мед-1» настольного исполнения

Эти аппараты разработаны на базе волноводных CO₂ лазеров с ВЧ накачкой и оригинальной складной конструкцией резонатора. Они отличаются компактностью и надежностью в эксплуатации. При разработке этих аппаратов 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 эндохромофорах, 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 $R = \left(\frac{n-1}{n+1}\right)^2$ – 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 $S_0 = \frac{\pi \cdot d_0^2}{4}$ 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 $V_{ц} = \frac{\pi \cdot d_0^2}{4} h$ 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

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

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:

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

где P_n – поглощенная мощность излучения, Вт;

t – время воздействия лазерного излучения на биоткань, с;

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

m – масса нагреваемой и испаряемой биоткани, кг;

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

d_0 – диаметр гауссова пучка, м;

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

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

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

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

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

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 – $T=70-200^\circ\text{C}$; вапоризация – $200-250^\circ\text{C}$; абляция – $250-300^\circ\text{C}$).

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

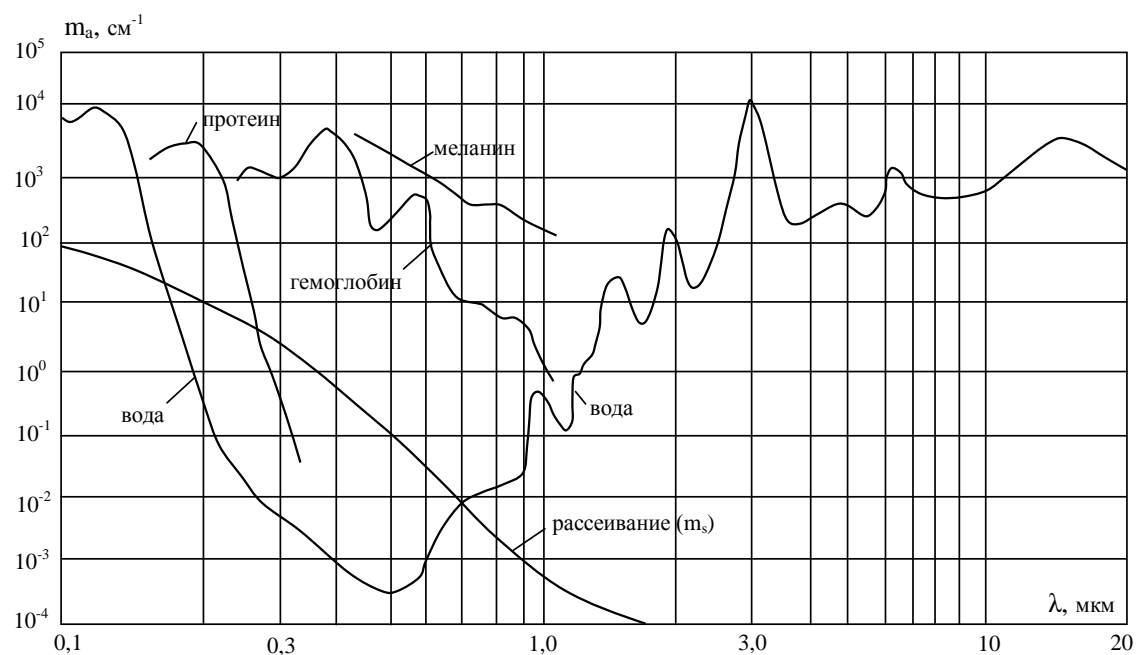


Рис. 3 Зависимость коэффициента поглощения хромофоров m_a от длины волны излучения λ

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.

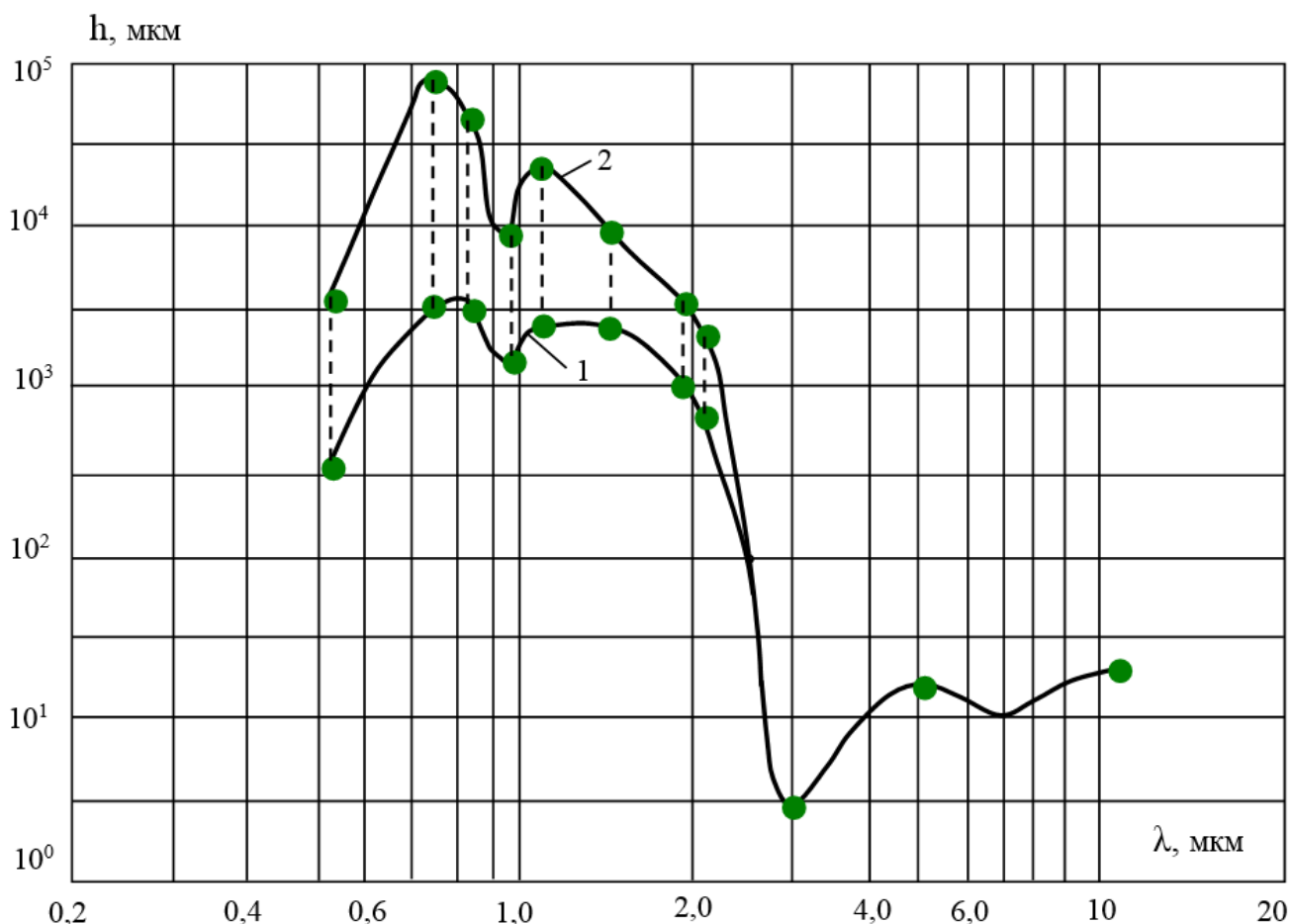


Рис. 4. Зависимость глубины проникновения лазерного излучения в биоткань:

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_2 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 λ 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_2 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_2 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 Δh , которая определяется длительностью воздействия излучения $t_{и}$ и температуропроводностью биоткани «а» из соотношения [2]:

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

$$\text{где } a = \frac{k}{\rho \cdot C_p} \left[\frac{\text{см}^2}{\text{с}} \right], k - \text{теплопроводность биоткани} \left[\frac{\text{Вт}}{\text{м} \cdot \text{град}} \right].$$

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 $t_{и}$ воздействия излучения на биоткань до значений, меньших постоянной времени термической релаксации t_p , которая составляет около 1 мс [3]. Тогда, оптимальным условием испарения элементарного объема биоткани V_0 является соотношение (5):

$$t_{и} \leq t_p \quad (5)$$

$$\text{Принимая из соотношения (4) } t_{и} = t_p = \sqrt{\frac{h_0^2}{4a}}, \text{ а из соотношения (2) } t_{и} = 0,34\rho d_0^2 h_0(C_p \Delta T + \chi) / P_{п},$$

имеем условие порогового выпаривания биоткани, при котором не происходит перегрева соседних участков:

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

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

равна

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

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

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

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°C); $C_p=4,19 \frac{\text{кДж}}{\text{кг} \cdot \text{град}}$ (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:

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

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, в соответствии с соотношением (2) 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.

В аппаратах «Ланцет» в суперимпульсном режиме излучения при $t_{\text{и}}=0,5$ мс энергия в импульсе составляет $\mathcal{E}=25$ мДж, что превышает в 4 раза пороговое значение $\mathcal{E}_{\text{пор}}$, а в аппарате «ЛМед-1» максимальная энергия в импульсе составляет 80 мДж.

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 [3] эта температура составляет около 150°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 [3].

Условие, при котором происходит быстрое выпаривание биоткани мощным коротким импульсом, соответствует процессу фотоабляции биоткани (рис.5-а).

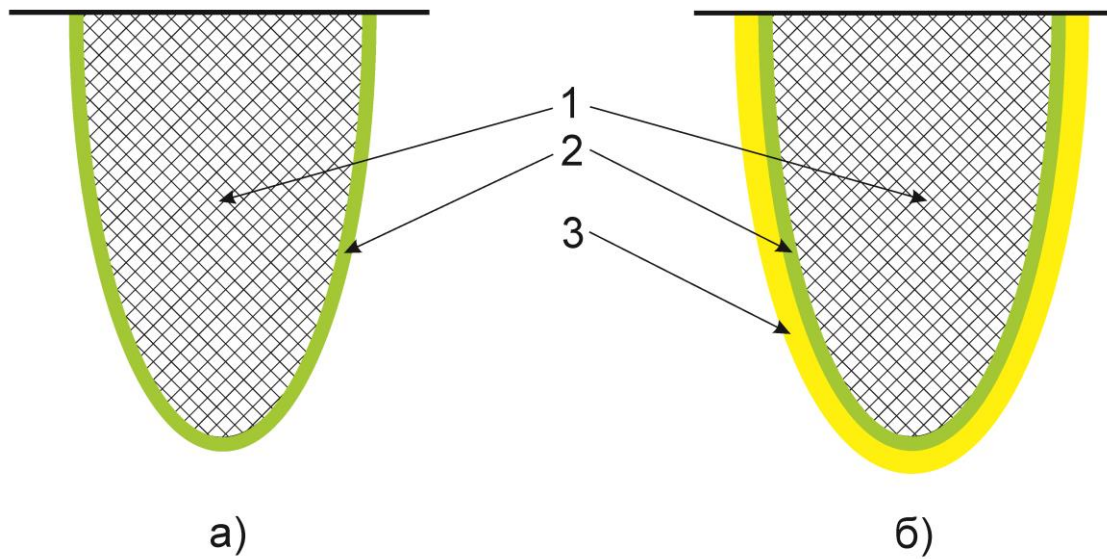


Рис.5. Воздействие лазерного излучения на биоткань:

а) фотоабляция;

б) фотовыпаривание.

1 – выпариваемый объем;

2 – приграничная зона оптической коагуляции;

3 – приграничная зона коагуляция за счет теплопроводности биоткани.

В этом случае пограничный слой, прилегающий к выпаренному объему биоткани, претерпевает незначительные температурные изменения за счет попадания в область неудаленной биоткани части лазерного излучения (часть Гауссова пучка за пределами d_0 обладает мощностью около 10% от общей мощности лазерного пучка). Поскольку энергия, необходимая для коагуляции биоткани существенно меньше энергии, необходимой для ее выпаривания, то этой части излучения оказывается достаточно, чтобы привести к оптической коагуляции приграничного слоя. Толщина этого слоя Δh примерно равна глубине проникновения $1/m_a$ лазерного излучения [2]. Эта толщина представляет собой нижний предел ожидаемой термически измененной пограничной зоны, которая для CO_2 лазера составляет порядка $15 \div 20$ мкм.

Для перфорации биоткани в суперимпульсном режиме излучения время выпаривания биоткани t_B на глубину h составит с учетом (2):

$$t_B = \frac{\varepsilon}{P_n} = \frac{0,34 \times \rho \times d_0^2 \times h (C_p \times \Delta T + \chi) \times T}{P_u \times \tau_u}, \quad \text{где (10)}$$

T – период следования импульсов,

P_u – мощность излучения,

τ_u – длительность импульса.

Учитывая, что $\Theta_2 \gg \Theta_1$, то соотношение (10) можно записать в виде:

$$t_B = \frac{0,34 \times \rho \times d_0^2 \times h \times \chi \times T}{P_u \times \tau_u} \quad (11).$$

При выполнении разреза биоткани длиной L на глубину h в суперимпульсном режиме без некроза соседних тканей минимальное время рассечения составит:

$$t_{рез} = \frac{L}{d_0} \times t_B = 0,34 \times \rho \times \chi \times \frac{d_0 \times h \times T \times L}{P_u \times \tau_u} \quad (12),$$

а скорость резания V определится из выражения:

$$V_{рез} = \frac{L}{t_{рез}} = \frac{2,94 \times P_u \times \tau_u}{\rho \times \chi \times d_0 \times h \times T} \quad (13).$$

При воздействии на биоткань импульсно-периодического излучения с длительностью импульсов излучения τ_u много больше постоянной времени тепловой релаксации биоткани t_p (≈ 1 мс), а также при воздействии непрерывного излучения, происходит фотовыпаривание биоткани (рис.5-б). По сравнению с фотоабляцией при фотовыпаривании наряду с пограничной зоной оптической коагуляции присутствует зона термической коагуляции за счет теплопроводности биоткани. Поскольку в этих режимах используются более высокие значения средней мощности излучения по сравнению со средней мощностью суперимпульсного режима излучения, то зона термической коагуляции при фотовыпаривании будет существенно больше, чем зона оптической коагуляции. Зависимость глубины проникновения изотермы с температурой коагуляции биоткани ($\approx 70^\circ\text{C}$) вглубь ткани описывается формулой (4) [2].

Время выпаривания биоткани t_b на глубину h , время рассечения биоткани $t_{рез}$ на глубину h и длиной L , а также скорость резания $V_{рез}$ для указанных режимов определяются из следующих выражений:

для импульсно-периодического режима (при скважности импульсов $q=T/\tau_u=2$):

$$t_B = \frac{0,68 \times \rho \times d_0^2 \times h \times \chi}{P_0} \quad (14),$$

$$t_{рез} = \frac{0,68 \times \rho \times d_0 \times h \times \chi \times L}{P_0} \quad (15),$$

$$V_{рез} = \frac{1,47 \times P_0}{\rho \times d_0 \times h \times \chi} \quad (16);$$

для непрерывного режима:

$$t_B = \frac{0,34 \times \rho \times d_0^2 \times h \times \chi}{P_0} \quad (17),$$

$$t_{рез} = \frac{0,34 \times \rho \times d_0 \times h \times \chi \times L}{P_0} \quad (18),$$

$$V_{рез} = \frac{2,94 \times P_0}{\rho \times d_0 \times h \times \chi} \quad (19).$$

Анализ полученных зависимостей позволяет сделать важные для практического применения CO₂ лазеров в хирургии выводы:

1. Для резания и выпаривания биоткани с минимальным термонекрозом соседних тканей (фотоабляция) целесообразно использовать суперимпульсный режим излучения с максимальной длительностью импульса $t_{и}$ не более постоянной времени тепловой релаксации биоткани t_p (1 мс);

2. При использовании непрерывного излучения или квазинепрерывного (импульсно-периодического) с длительностью воздействия $t_{и}$ много больше постоянной времени t_p (1 мс) можно осуществлять практически бескровное рассечение мягких тканей (фотовыпаривание) за счет того, что в этих режимах зона термонекроза существенно больше, чем зона оптической коагуляции при воздействии суперимпульсного режима излучения и, следовательно, коагуляционные свойства излучения более выражены.

Следует отметить некоторые важные отличительные особенности CO₂ лазеров по сравнению с другими хирургическими лазерами. Поскольку длительность импульса излучения в CO₂ лазерах можно варьировать в достаточно широких пределах (от нескольких мкс до непрерывного режима), то можно управлять и глубиной термонекроза в широких пределах.

Другая отличительная особенность связана с тем, что глубина проникновения излучения CO₂ лазеров в биоткани меньше, чем у других хирургических лазеров (за исключением эрбиевого лазера). Поэтому при использовании CO₂ лазеров необходимы меньшие абсолютные

затраты энергии на выпаривание биоткани. Из-за этого CO₂ хирургические аппараты имеют менее мощные лазеры, а, следовательно, являются более экономичными. Что касается эрбиевых лазеров, то у них из-за ограничения возможности регулирования длительности импульса в широких пределах зона термонекроза составляет порядка 50 мкм, что на порядок превышает глубину выпаривания (5 мкм). Поэтому резание биоткани эрбиевым лазером сопровождается существенным термическим повреждением соседних тканей.

Благодаря небольшой расходимости излучение CO₂ лазеров можно сфокусировать в пятно малого размера. При типовой угловой расходимости $\Theta=2\times 10^{-3}$ радиан размер пятна d_0 составит в фокусе линзы с фокусом $F=100\text{мм}$ $d_0=F\times\Theta=200$ мкм. Поэтому, если CO₂ лазер генерирует на биоткани мощность излучения $P_0=30\text{Вт}$, то на биоткани создается плотность мощности около 100 кВт/см^2 , что позволяет резать биоткань бесконтактно с одновременной коагуляцией кровеносных сосудов. Это свойство делает операции с применением CO₂ лазера практически бескровными и стерильными. Эффективность стерилизации операционной раны излучением CO₂ лазера доказана многочисленными исследованиями [3]. По ходу лазерного разреза происходит формирование тонкой зоны коагуляции ткани, которая служит своеобразным барьером, препятствующим инфицированию раны.

За счет отмеченных уникальных свойств излучения CO₂ лазеров аппараты «Ланцет» и «Л'Мед-1» нашли широкое применение в различных областях медицины [4, 5, 6, 7, 8].

С целью еще большего расширения их функциональных возможностей разработано большое количество дополнительных аксессуаров, которые позволяют оптимально адаптировать аппараты в рабочее место врачей различных специализаций.

Дерматокосметология.

В последнее время широкое применение в дерматокосметологии получила технология фракционного омоложения кожи, обеспечивающая высокие косметические результаты при относительно коротком периоде реабилитации (2-7 дней). В аппарате «Л'Мед-1» эта методика реализуется с помощью специализированной насадки-сканера, который позволяет vaporизировать микроучастки кожи сфокусированным лучом CO₂ лазера на заданной площади биоткани, на заданную глубину и с заданной плотностью расположения микроучастков (рис.6).

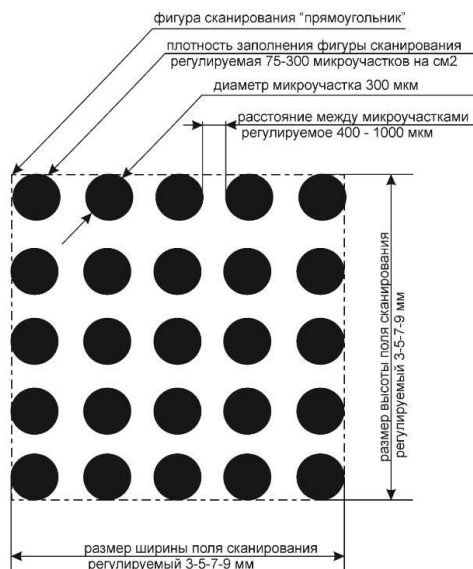


Рис.6. Схема поля сканирования при фракционном воздействии.

Сканер (рис.7) представляет собой оптико-механическую головку, которая устанавливается на место штатного хирургического наконечника и управляется со специальной вкладки на пульте управления аппарата, который позволяет регулировать режимы и параметры воздействия.



Рис.7. Сканер и вкладка пульта управления аппарата «Л'Мед-1».

При фракционном воздействии аппарат «Л'Мед-1» работает в суперимпульсном режиме излучения. Как уже было отмечено ранее, при таком режиме создаются условия для фотодинамической абляции биоткани, когда удаление тканей происходит по типу быстрого взрыва без выраженного термического эффекта.

Поскольку в аппарате «Л'Мед-1» возможна регулировка длительности суперимпульса в пределах от 10 до 1000 мкс, то это позволяет при фракционном воздействии регулировать глубину удаляемого микроучастка за один импульс воздействия от 20 до 1000 мкм. Кроме этого, конструкция сканера позволяет регулировать количество импульсов в каждую точку воздействия от 1 до 3, что позволяет увеличить глубину удаляемого микроучастка до 1,7 мм. Значения глубины микроучастка, получаемые в зависимости от длительности суперимпульса и количества импульсов в точку приведены в табл.1.

Глубина проникновения, при фракционном воздействии на кожу аппаратом «Л'Мед» в зависимости от длительности суперимпульса (от 10 до 1000 мкс) и количества импульсов в точку (от 1 до 3).

Таблица 1

Глубина проникновения, мкм	от 10 до 40 мкс			50 мкс			100 мкс			250 мкс			500 мкс			1000 мкс			Длительность суперимпульса Количество импульсов в точке
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	
25	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	Роговой зернистый слой
50		↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	Шиповатый слой
100			↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	Базальный слой
150				↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	Дерма
200				↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	
250					↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	
300						↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	
350							↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	
400								↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	
450									↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	
500										↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	
550											↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	
600												↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	
650													↓	↓	↓	↓	↓	↓	Гиподерма
700														↓	↓	↓	↓	↓	
750															↓	↓	↓	↓	
800																↓	↓	↓	
850																	↓	↓	
900																		↓	
950																			
1000																			
1100																			
1200																			
1300																			
1400																			
1500																			
1600																			
1700																			

↓ - воздействие без абляции кожи (энергия в импульсе не превышает пороговой $E=5$ мДж)

↓ - воздействие с абляцией микроучастка

Рекомендуемые параметры излучения и сканирования при фракционном воздействии приведены в табл.2.

**Рекомендуемые параметры излучения и сканирования
при фракционном воздействии на кожу аппаратом «ГМед» (суперимпульсный режим)**

Таблица 2

Клинический эффект применения	Длительность суперимпульса, мкс	Плотность заполнения	Количество импульсов в точку	Косметологический эффект Срок реабилитации
Термическое воздействие на микроучастки без их абляции	10+50	плотное	2, 3	Эффект поверхностного пилинга, подобного воздействию низкопроцентной трихлоруксусной кислоты (ТСА). Реабилитация 3+4 дня Эффекта стимуляции коллагена не происходит.
Разглаживание мелких морщин	200+250	Среднее	1	Эффект лифтинга с незначительной стимуляцией коллагена. Срок реабилитации 3+4 дня. Эффект гиперемии держится 3+4 недели после отторжения корочек.
	400+1000 в зоне максимально выраженных морщин	Редкое	1	Максимальный эффект лифтинга со стимуляцией коллагена. Срок реабилитации 5+7 дней. Эффект гиперемии держится 40+60 дней после отторжения корочек.
Разглаживание глубоких морщин	350+500	Среднее	1, 2	Эффект лифтинга со стимуляцией коллагена. Срок реабилитации 4+5 дней. Эффект гиперемии держится 3+4 недели после отторжения корочек.
	400+1000 в зоне максимально выраженных морщин	Редкое	1	Максимальный эффект лифтинга со стимуляцией коллагена срок реабилитации 5+7 дней. Эффект гиперемии держится 40+60 дней после отторжения корочек.
Удаление «гусиных лапок»	200+350	Среднее	1, 2	Эффект лифтинга со стимуляцией коллагена. Срок реабилитации 3+5 дней. Эффект гиперемии держится 3+5 недель.
Омоложение кожи вокруг глаз	200+400	Среднее	1	Эффект лифтинга со стимуляцией коллагена. Срок реабилитации 5+6 дней. Эффект гиперемии держится 2+3 недели.
Лечение гипертрофических рубцов	800+1000	Редкое	2, 3	При многократном воздействии (2+4 раза) с интервалом 2+3 недели на фоне гармонотерапии рубец становится мягче и уменьшается по высоте.
Повышение сниженного тонуса кожи	300+400	Редкое	2	Эффект лифтинга со стимуляцией коллагена. Срок реабилитации 5+7 дней. Эффект гиперемии держится до 60 дней.
	500+1000	Редкое	1	

Регулируя плотность расположения удаляемых микроучастков, возможно усиливать (или уменьшать) агрессивность омолаживающего воздействия в зависимости от поставленных задач омоложения.

Во фракционном сканере предусмотрена возможность работы в режиме традиционной лазерной дермабразии (послойная абляция ткани), а также возможность работы неподвижным сфокусированным лучом (режим «точка») для удаления образований, выполнения разрезов.

Гинекология.

Технология фракционного омоложения кожи расширила свое применения в других направлениях медицины.

В последнее время широкую популярность приобрела технология вагинального омоложения с использованием фракционного лазера. В отличие от дерматокосметологии, в гинекологии фракционный лазер воздействует не на кожу, а на внутреннюю поверхность влагалища, обеспечивая лечебный эффект.

Показаниями для применения проведения процедуры вагинального омоложения являются:

- лечение вагинальной атрофии;
- опущение стенок влагалища;
- растяжение влагалища после родов;
- дистрофические процессы в области вульвы и влагалища, а также изменение слизистой, связанные либо с возрастными изменениями, либо с гормональными нарушениями;
- недержание мочи;
- зуд и сухость во влагалище.

Эффективность процедуры фракционного вагинального омоложения с помощью CO₂ лазера обусловлена тем, что удаление микроучастков слизистой оболочки, обеспечивают эффект лифтинга, обновление и уплотнение тканей, провоцирует повышенную стимуляцию коллагена и стимулирует микроциркуляцию крови в половых органах.

Методика фракционного вагинального омоложения в аппарате «Л'Мед-1» реализуется с помощью специализированной насадки – сканера (рис.8.), который позволяет vaporизировать (удалять) микроучастки биоткани внутренней стенки влагалища сфокусированным лучом CO₂ лазера в пределах поля сканирования на заданную глубину с заданной плотностью расположения микроучастков. Поле сканирования представляет собой прямоугольник с максимальным размером 9х9 мм, заполненный микроучастками. Количество микроучастков внутри поля сканирования регулируется.



Рис.8. Сканер с расширителем.

Сканер представляет собой оптико-механическую головку, которая устанавливается на место штатного хирургического наконечника. Выходное зеркало сканера обеспечивает поворот лазерного луча на 90 град. и его проецирование на стенку влагалища.

В комплект сканера входит специальный расширитель, который обеспечивает разведение стенок влагалища и удержание их относительно выходного зеркала сканера на расстоянии, обеспечивающем фокус лазерного луча. Расширитель вводится во влагалище и его положение во время процедуры не меняется. Сканер вводится в расширитель через вводное кольцо. Положение сканера относительно расширителя может изменяться вдоль оси расширителя и вокруг оси расширителя, тем самым можно ориентировать положение зоны воздействия лазера по глубине и по кругу (рис.9).

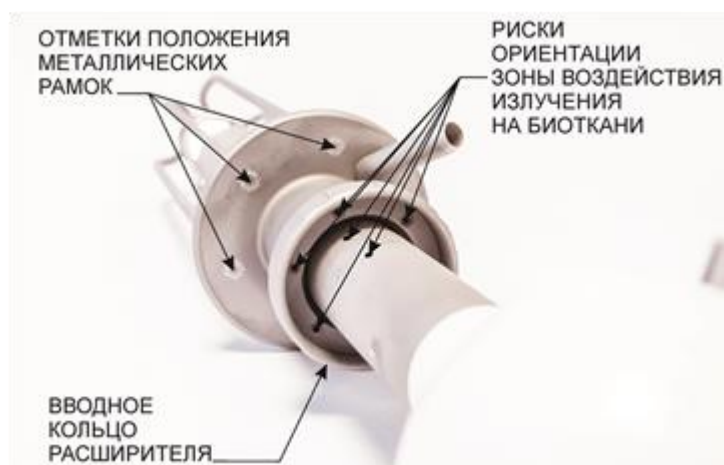


Рисунок 9. Ориентация сканера в расширителе.

Ориентация зоны воздействия лазера внутри влагалища по глубине обеспечивается с помощью рисок на тубусе сканера, всего их 10, первая риска располагается ближе к оптической головке.

Ориентация зоны воздействия лазера внутри влагалища по кругу обеспечивается с помощью рисок на расширителе, всего их шесть. Риски расположены по кругу подобно часовому циферблату на 12-2-4-6-8-10 часов. За нулевую риску, соответствующую положению «12 часов», взята риска расположенная максимально близко к штуцеру расширителя.

На расширителе также имеются отметки, указывающие положение металлических рамок, которые при лазерном воздействии необходимо обходить.

Совмещением одной из рисок на тубусе сканера с одной из рисок на расширителе определяют ориентацию зоны воздействия лазера на биоткани.

Управление параметрами фракционного воздействия осуществляется со специальной вкладки на пульте управления аппарата.

Фракционный сканер для гинекологии совместно с лазерным аппаратом «Л'Мед-1» имеет следующие технические характеристики:

- фигура сканирования: квадрат;
- размер стороны квадрата: 9 мм;
- кол-во градаций заполнения сканируемого участка (регулируемое): 3 (редкое, среднее, плотное);
- диаметр точки (микроучастка): 0,3 мм;
- количество импульсов в точку (регулируемое): 1,2,3;
- длительность импульса (регулируемая): 10-1000 мкс;
- глубина микроучастка (регулируемая): от 20 мкм до 1000 мкм.

Таким образом, по применению фракционного режима воздействия аппарата «Л'Мед-1» можно сделать следующие выводы:

- Обеспечивается неаблятивное воздействие на биоткань с прогревом на глубину до 50 мкм при малых значениях длительности суперимпульса в диапазоне от 10 до 50 мкс.
- Обеспечивается аблятивное воздействие на кожу с возможностью регулировки глубины такого воздействия от 50 до 1700 мкм.
- Глубина прогрева ткани, окружающей зону абляции зависит от длительности импульса: чем длиннее импульс, тем больше термическое воздействие на окружающую ткань и тем шире зона термического прогрева окружающей ткани.
- Одной и той же глубины аблятивного воздействия можно достигать за разное количество импульсов, различных по длительности. Увеличение количества импульсов также приводит к увеличению термического воздействия на окружающую ткань даже при коротких длительностях импульса.
- Плотность заполнения сканируемого участка также влияет на прогрев ткани, окружающей микрону абляции. При редком заполнении тепловое воздействие минимально, при плотном заполнении максимально.

Кроме того, для широкого использования аппарата «Л'Мед-1» в гинекологии разработано дополнительное оборудование, которое позволяет осуществлять стыковку лазерного аппарата с любым типом кольпоскопов (рис.10). В состав этого оборудования входит микроманипулятор с гинекологическим сканером, система дымоудаления и фильтрации продуктов испарения, насадка гинекологическая (рис.11) и специализированные влагалищные

зеркала (рис.12) с внутренней матовой поверхностью для исключения случайных бликов лазерного луча и встроенным трубопроводом для отсоса продуктов испарения биоткани непосредственно из зоны воздействия лазерного луча.

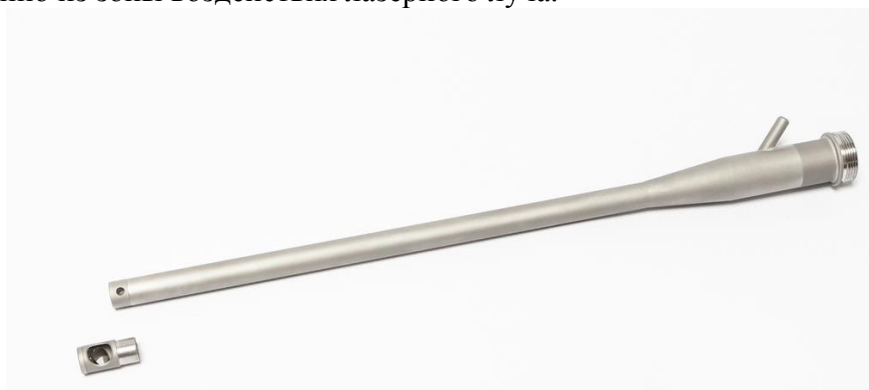


Рис.11. Насадка гинекологическая.



Рис.12. Специализированные влагалищные зеркала 3-х типоразмеров.



Рис.10. Рабочее место гинеколога с аппаратом «Ланцет-2» и допоборудованием:

1 – ЛХА «Ланцет-2»; 2 – система дымоудаления и фильтрации; 3 – микроманипулятор;
4 – сканер гинекологический; 5 – кольпоскоп.

Использование указанного дополнительного оборудования позволяет проводить лечение шейки матки под кольпоскопией с послойным контролируемым удалением патогенного участка биоткани без некроза соседних тканей и без образования рубцов [7].

Оториноларингология.

Для оториноларингологии разработаны:

- микроманипулятор с адаптером (рис.13), который обеспечивает стыковку ЛХА с хирургическим микроскопом;
- ЛОР-насадка (рис.14);
- насадка для лечения храпа (рис.15).



Рис. 13. Микроманипулятор с адаптером.



Рис. 14. ЛОР-насадка.



Рис. 15. Насадка для лечения храпа.

Медицинские технологии с использованием указанного оборудования подробно описаны в [8].

Современной тенденцией развития лазерной хирургии является создание и применение роботизированных хирургических систем [9]. Такие системы позволяют обеспечить более высокую точность операций, выполняемых с минимальной травматизацией ткани, а также минимизировать субъективные факторы, что в итоге дает возможность быстрой послеоперационной реабилитации пациентов.

Наиболее полно требованиям к автоматизации процесса лазерного хирургического вмешательства удовлетворяют именно ЛХА на CO₂ лазере [10]. В настоящее время на рынке появились несколько типов роботизированных лазерных хирургических комплексов для малоинвазивного испарения биоткани:

- автоматизированный лазерный хирургический комплекс фирмы Lumenis (США), состоящий из CO₂ хирургического аппарата AcuPulse 40ST и роботизированного микроманипулятора AcuBlade для работы с операционным микроскопом (www.surgical.lumenis.com);

- роботизированная установка немецкой фирмы MARTIN, состоящей из CO₂ лазерного аппарата MCO 25 с интегрированным сканирующим устройством и микроманипулятором для стыковки с кольпоскопом (www.martin-med.com);

- автоматизированный CO₂ лазерный хирургический комплекс итальянской фирмы DEKA, состоящий из лазерного аппарата SMARTXIDE², роботизированной системы сканирования Hi Scan Surgical и микроманипулятора Hybrid для стыковки с кольпоскопом (www.dekalaser.com).

При всех достоинствах указанных роботизированных CO₂ лазерных систем они являются только прецизионным инструментом в руках хирурга, но не позволяют выпаривать биоткань внутри заданного контура произвольной формы.

Такую задачу решает разработанный ООО «Русский инженерный клуб» совместно с ПАО «Красногорский завод имени С.А.Зверева» роботизированный лазерный комплекс для гинекологии АЛХК-01 «Зенит», функциональная схема которого приведена на рис.16, а внешний вид на рис.17.

Разработанный комплекс имеет принципиальные отличия от зарубежных аналогов:

- во-первых, в нем обеспечивается сканирование хирургического луча и выпаривание биоткани внутри контура произвольной формы, выбранной врачом перед лазерным воздействием;

- во-вторых, в разрабатываемом комплексе перед лазерным воздействием осуществляется автоматическое оконтуривание оперируемого участка с помощью пилотного луча по его видеоизображению.

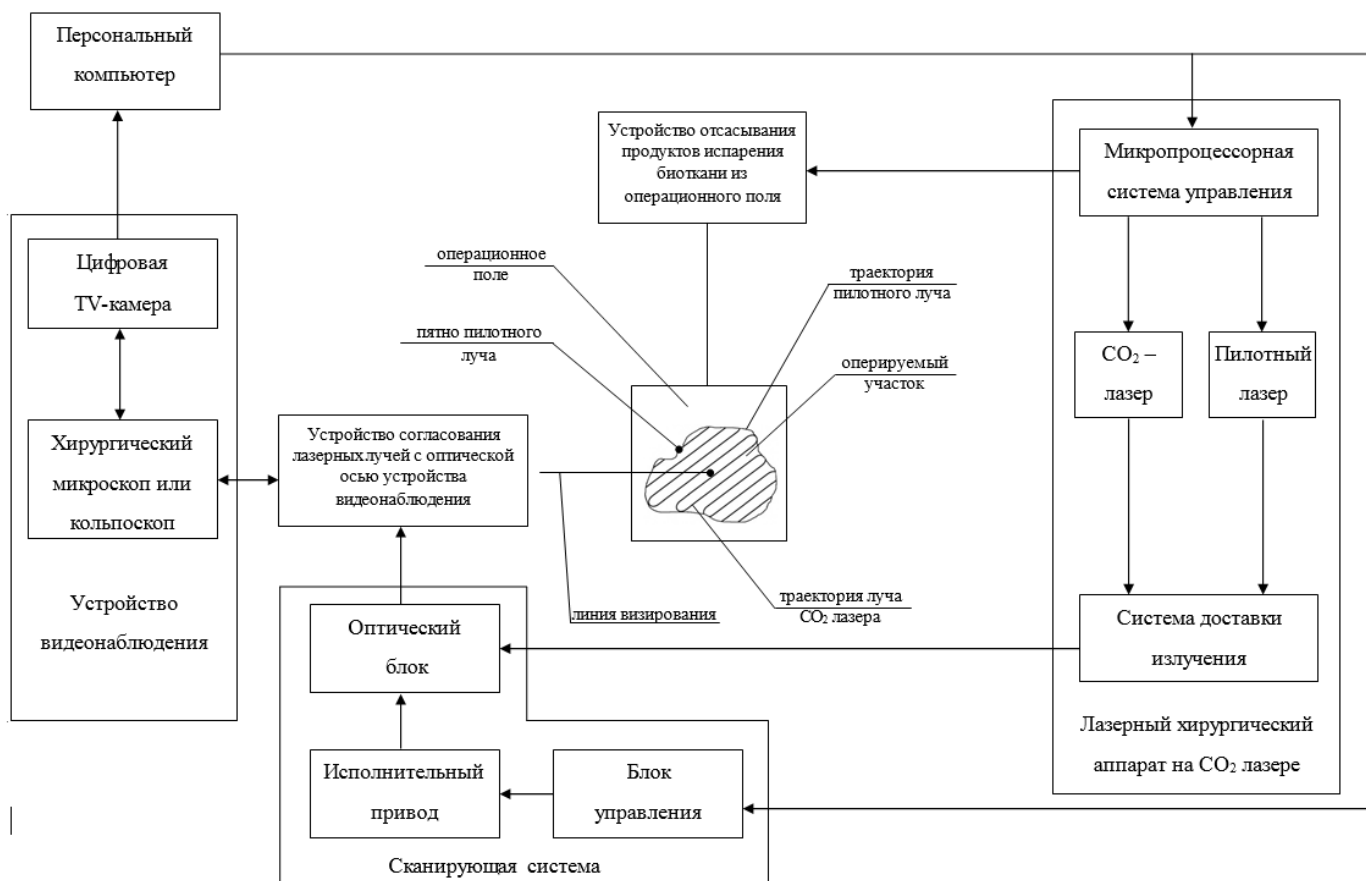


Рис. 16. Функциональная схема роботизированного лазерного хирургического комплекса для выпаривания живой ткани.

Автоматизацию процесса выпаривания биоткани в этом комплексе обеспечивают сканирующая система и специально разработанное программное обеспечение, которое выполняет захват видеоизображения пятна пилотного лазера на операционном поле, вычисляет координаты его траектории при ручном перемещении по контуру патологической биоткани, передает массив данных о вычисленных координатах в блок управления сканирующей системы для формирования сигналов управления на исполнительный привод и автоматического сканирования хирургического луча и выпаривания биоткани внутри оконтуренного участка.



Рис. 17. Роботизированный лазерный хирургический комплекс для гинекологии АЛХК-01 «Зенит».

Разработанный лазерный хирургический комплекс дополнительно содержит устройство отсасывания продуктов испарения биоткани из зоны хирургического воздействия лазерного луча с возможностью синхронизации его работы с ЛХА и автоматического регулирования производительности в зависимости от установленной мощности и режима излучения CO_2 лазера. Введение в состав комплекса такого устройства обеспечивает визуальный контроль воздействия хирургического лазера на биоткань, что повышает точность оперативного вмешательства и позволяет оперативно управлять процессом операции.

На основании представленных в данной статье материалов можно сделать следующие заключения:

1. CO_2 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 20-летним опытом внедрения отечественных лазерных хирургических аппаратов серии «Ланцет» и «ЛМед» в практическое здравоохранение.

3. Существенно расширяет функциональные возможности этих аппаратов разработка дополнительных аксессуаров, позволяющих оптимально интегрировать лазерный аппарат в рабочее место врачей различных специализаций.

4. Дальнейшее совершенствование СО₂ лазерной хирургии должно осуществляться в направлении автоматизации процесса выпаривания биоткани, что повышает точность и органосохранность оперативного вмешательства, а также снижает травматичность и риск влияния субъективных факторов на результаты операций.

5. Рекомендуемые 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. Мюллер Г.И., Берлиен Х.- П. Прикладная лазерная медицина. Учебное и справочное пособие. Интерэксперт, Москва. - 1997. - 356 с.
3. Рисованный С.И. и др. «Лазерная стоматология» – Краснодар: Кубань-Книга. – 2005. – 256 с.
4. Скобелкин О.К. и др. Применение лазерных хирургических аппаратов «Ланцет» в медицинской практике. Пособие для врачей: Москва.2002. – 89 с., ил.
5. Гейниц А.В., Лихачёва Е.В. Применение лазерных хирургических аппаратов «Ланцет» в амбулаторной оториноларингологии. Пособие для врачей: Москва. 2002. – 82 с., ил.
6. Гейниц А.В., Доронин В.А. Дермабразия СО₂-лазером эпидермально-дермальных дефектов, а также увядающей кожи в амбулаторных условиях. – Тула: Гриф и К, 2004. – 102 с., ил.
7. Клинцева Л.В. и др. Применение СО₂ лазера в оперативной гинекологии, Медицинская технология, рег. удостоверение №ФС-2005/086 от 22.11.2005г., держатель подлинников ООО «Русский инженерный клуб», г.Тула (www.lasermед.ru).
8. Подмазов А.В. и др. – Применение высокоэнергетических лазеров в оперативной оториноларингологии. Медицинская технология, рег. удостоверение №ФС-2005/087 от 22.11.2005г., держатель подлинников ООО «Русский инженерный клуб», г.Тула (www.lasermед.ru).
9. Медицинские, технические и технологические аспекты фундаментальных проблем роботхирургии /Ройтберг Г.Е. и др.; М. Информ-Право, 96 стр. с ил.
10. Решетов И.В. и др. Прототип роботизированного лазерного хирургического комплекса для малоинвазивного испарения биотканей. Онкохирургия, том 6. 1/2014, стр.53-57.