

УДК 615

Д.А. Лукашенко, И.Г. Ляндрес, д-р мед. наук, П.Н. Назаренко, канд. физ.-мат. наук,
В.В. Таранов, канд. техн. наук, Л.Н. Хохленков, А.П. Шкадаревич, д-р физ.-мат. наук

Лазерный аппарат «Пульсар» и биофизические основы его применения

На основании анализа изученных механизмов взаимодействия лазерного излучения и биоткани определены основные требования к параметрам лазерных хирургических аппаратов. Создан двухволновый (1,064 и 1,32 мкм) лазерный хирургический аппарат нового поколения Пульсар, по своим характеристикам сочетающий преимущества как твердотельных (высокая импульсная мощность), так и диодных лазеров (регулировка длительности импульсов). За счет оптимизации конструкции излучателя значительно повышен КПД генерации до 5% и, как следствие, значительно снижены массогабаритные характеристики системы ламповой накачки и самого аппарата в целом. На основании результатов медицинских испытаний определены диапазоны параметров лазерного излучения, соответствующих пяти группам хирургических операций: на коже, эндоскопических, лапароскопических, в оториноларингологии и гнойной хирургии.

On the basis of the analysis of the studied mechanisms of interaction of laser radiation and a bio tissue the basic requirements to parameters of laser surgical devices are defined. It is created two-wave (1,064 and 1,32 microns) the laser surgical device of new generation the Pulsar, under the characteristics combining advantages as solid-state (high pulse capacity), and diode lasers (adjustment of duration of impulses). At the expense of optimization of a design of a radiator the efficiency of generation to 5 % is considerably raised and, as consequence, are considerably lowered weight and size characteristics of system of a lamp rating and the device as a whole. On the basis of results of medical tests ranges of parameters of the laser radiation corresponding to three groups of surgical operations are defined: on a skin, endoscopic, laparoscopic operations in otorhinolaryngology and purulent surgery.

Введение

Лазерные хирургические установки на основе высокоэнергетических импульсных твердотельных лазеров технологии их за применения в хирургии продемонстрировали свои преимуще-

щества перед традиционными хирургическими методами и достигли почти оптимальных возможностей при проведении операций. Дальнейшее совершенствование методов лазерной хирургии связано с разработкой новых типов лазеров, в частности, высокоэнергетических диодных лазеров. Тем не менее, разработка и серийное производство традиционных импульсных высокоэнергетических лазерных установок по-прежнему остается актуальным. Это связано с их техническими характеристиками, проверенными медицинской практикой, относительно низкой стоимостью и спросу в различных медицинских учреждениях.

В современной лазерной хирургии наибольшее распространение получили твердотельные лазеры на основе Nd:YAG и диодные лазеры, работающие на длинах волн 0,81...0,98 мкм. Применение данных лазеров в хирургической практике имеет ряд преимуществ, обусловленных спецификой воздействия лазерного излучения на биологические ткани. Возможность высокой концентрации световой энергии в малых объемах позволяет избирательно воздействовать на биоткани и дозировать степень этого воздействия от коагуляции до их испарения и сечения. Наиболее универсальными с точки зрения практического применения в хирургии являются лазерные установки на основе кристаллов Nd:YAG. Основная длина волны излучения 1,06 мкм обеспечивает его проникновение в биоткани на глубину до 5-7 мм. Одновременно лазер может генерировать на длинах волн 1,32 мкм и 1,44 мкм.

Главным преимуществом лазеров на основе Nd:YAG по сравнению с диодными является высокая импульсная мощность - достигающая 5...10 кВт. Однако, фиксированная длительность импульсов излучения, составляющая 100...300 мкс, ограничивала возможности их применения в лазерной хирургии. Кроме того, по своим массогабаритным характеристикам данные лазеры также уступали диодным лазерам.

Целью настоящей работы являлось создание лазерного хирургического аппарата на основе Nd:YAG, сочетающего преимущества твердотельных (высокая импульсная мощность)

и диодных лазеров (регулировка длительности импульсов).

1. Механизмы взаимодействия лазерного излучения и биоткани

Современная лазерная хирургия основана на локальном нагреве объема биоткани за счет поглощения лазерного излучения. В процессе поглощения излучения в данном объеме происходят два конкурирующих тепловых процесса: его нагрев и термическая релаксация (часть тепла сравнительно медленно отводится из облучаемого участка за счет теплопроводности биоткани и сосудистой системы).

Локальное повышение температуры может приводить к необратимым изменениям биоткани:

- денатурация белка и разрушение мембран (при 40–45 °С);
- коагуляция и некроз (60 °С);
- обезвоживание (100 °С);
- карбонизация (150 °С);
- вапоризация (свыше 300 °С).

Процесс резки (абляции) лазерным лучом сопровождается термическими эффектами и механизмами деструкции биотканей. Следствием является взрывное испарение тканевой жидкости и выброс из зоны нагрева водяных паров вместе с фрагментами клеточных и тканевых структур с формированием зон повреждения в области взаимодействия лазерного луча и биоткани. Абляционный процесс эффективен в том случае, если вся подводимая к ткани энергия расходуется только на испарение заданного объема ткани, а не нагревание соседних тканей. Однако, при лазерном рассечении ткани образуется зона повреждения (зона термонекроза) за счет передачи тепла диффузией в окружающие ее ткани.

Различные тепловые эффекты воздействия излучения лазера на ткань никогда не наблюдаются по отдельности, а чаще всего одновременно. Характерное время тепловой релаксации различных слоев и структурных элементов биоткани (период времени, за который мишень отдает тепло окружающим тканям) различно. Для дермы оно составляет ~600мс, для эпидермиса 100мс–25мс в зависимости от цвета кожи, для сосудов различного калибра время релаксации составляет 1–500мс. Это означает, что при воздействии на целевые структуры лазерного излучения длительностью больше характерного времени тепловой релаксации не приведет к повышению их температуры, но уве-

личит перегрев окружающих тканей с возможными их необратимыми изменениями.

Проведение высокоточных хирургических операций с минимальными термическими повреждениями возможно при использовании импульсных лазеров. В этом случае удается осуществлять выборочное нагревание локальной области, ограниченной характерной термической зоной. При этом весьма важно рациональное сочетание максимально возможной температуры нагревания и времени воздействия. Используя достаточно короткие (короче характерного времени релаксации) мощные импульсы с интервалом между ними больше времени терморелаксации удается реализовать эффективный нагрев целевых структур, сводя перегрев окружающей ткани к минимуму.

Термический эффект при воздействии лазерного излучения определяется как параметрами излучения, так и термическими свойствами биоткани, прежде всего ее теплопроводностью, способностью накапливать тепло, а также отводить тепло из зоны его выделения сосудистой системой. При попадании на поверхность ткани лазерного излучения могут наблюдаться три процесса: отражение, поглощение и/или пропускание. При этом проникающие в ткань лучи частично поглощаются, частично рассеиваются и частично пропускаются. Длина волны лазерного излучения определяет соотношение между этими процессами, а также глубину проникновения излучения в биоткань. На отражение может приходиться до 60% падающего излучения. Рассеяние определяется степенью оптической неомогенности структур ткани. Так как длина волны большинства используемых в хирургической практике лазеров много больше размеров рассеивающих структур, то их излучение интенсивно рассеивается.

Поглощение лазерного излучения определяется содержанием в ткани соответствующих хромофоров. Основными целевыми хромофорами являются молекулы воды, пигментсодержащие клетки (меланин) и оксигемоглобин. При этом эффективность использования и необходимая избирательность зависят в первую очередь от соотношения их спектров поглощения (рис.1). Поглощенное хромофорами излучение вызывает локальное повышение температуры, которое в свою очередь может приводить к необратимым изменениям биоткани.

Качественная зависимость между основными параметрами излучения и биоткани определяется соотношением:

$$\frac{\mathcal{E}}{S} = \frac{P \times T}{S} = \frac{C_p \times m \times \Delta T \times t}{S} = \frac{C_p \times \rho \times h \times \frac{\pi d_0^2}{4} \times \Delta T \times t}{\frac{\pi d_0^2}{4}} = C_p \times \rho \times h \times \Delta T \times t \quad (1)$$

где \mathcal{E} – энергия; P – мощность излучения; C_p – теплоемкость биоткани (для дермы и подкожной жировой сетчатки, – 3500 и 2000 Дж/кг×К, соответственно); m – масса выпариваемой биоткани; ρ – плотность биоткани (для дермы и подкожной жировой сетчатки, – 1075 и 850 кг/м³, соответственно); h – глубина проникновения излучения в биоткань $m = \rho \times V = \rho \times h \times \frac{\pi d_0^2}{4}$; d_0 – диаметр пучка на биоткани; $S = \frac{\pi d_0^2}{4}$ – площадь лазерного пучка; $\Delta T = T - 36,6$ °С – приращение температур ткани при нагреве; V – объем выпариваемой ткани.

диаметр пучка на биоткани; $S = \frac{\pi d_0^2}{4}$ – площадь лазерного пучка; $\Delta T = T - 36,6$ °С – приращение температур ткани при нагреве; V – объем выпариваемой ткани.

Поскольку C_p и ρ практически постоянные для биоткани величины, то энергия \mathcal{E} , затрачиваемая на нагрев пропорциональна нагреваемому объему V и температуре T , необходимой для достижения нужного термического эффекта: денатурация (45-60 °С), коагуляция (60-100 °С), испарение (>100 °С), абляция (>250 °С). При этом глубина проникновения излучения в ткань определяется длиной волны излучения. В таблице 1 приведены значения глубины проникновения излучения в мягкие ткани для ряда типов импульсных лазеров при одинаковом времени воздействия.

Из сравнения приведенных в таблице значений видно, что наибольшей глубиной проникновения в биоткань обладают диодные лазеры и Nd:YAG лазер с длиной волны 1,064 мкм. Однако при сопоставимой средней мощности излучения Nd:YAG лазер обладает на два порядка более высокой импульсной мощностью по сравнению с диодными лазерами.

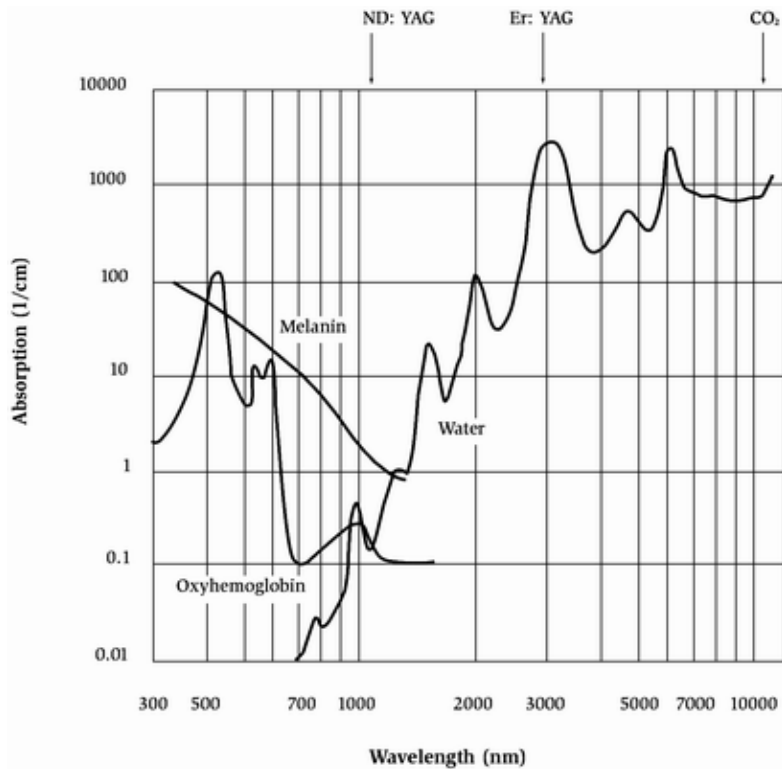


Рис. 1. Спектр поглощения основных хромофоров ткани в видимом и ИК диапазоне (Boulnois JL, Photophysical Processes in Recent Medical Laser Developments: A Review. Published in Lasers in Medical Science, vol 1, 1986)

Таблица 1

Тип лазера	Er:YAG	CO ₂	Ho:YAG	Nd:YAG	Nd:YAG	Nd:YAG	Диодные лазеры
Длина волны, мкм	2,94	10,6	2,09	1,44	1,32	1,06	0,81-0,98
Глубина проникновения, мм	0,002	0,02	0,1	0,15	1,15	5-7	7-9

Проведенный анализ позволяет сделать несколько выводов:

- Длительность импульсов излучения должна быть короче, а интервал между импульсами превышать время термической релаксации биотканей.
- В связи с различными временами термической релаксации необходима регулировка длительности и частоты следования импульсов излучения в пределах 0,1 – 10 мс и 10 – 100 Гц, соответственно.
- Наиболее эффективным источником для коагуляции и деструкции тканей является Nd:YAG лазер, работающий на двух длинах волн 1,064 и 1,32 мкм, что связано с характерными значениями толщины кожи (1 – 5 мм) и временем релаксации различных слоев и структурных элементов биоткани (100 мкс – 600 мс).
- В связи с потерями излучения на отражение и паразитное рассеяние различными слоями и структурными элементами биоткани целесообразна регулировка в широких пределах энергии лазерного излучения (100 – 1000 мДж).

2. Двухволновый хирургический лазерный аппарат «Пульсар» с программируемым управлением параметрами

Модернизированный аппарат «Пульсар» на основе Nd:YAG- твердотельного лазера с ламповой накачкой представляет собой универсальный лазерный хирургический аппарат, работающий на двух длинах волн 1,064 мкм и 1,32 мкм и предназначенный для использования в различных областях хирургии.

В аппарате предусмотрено управление основными параметрами лазерного излучения: мощностью - в диапазоне от 1 до 50 Вт и от 1 до 30 Вт для излучения с длиной волны 1,32 мкм. Энергия импульса изменяется от 0,1 до 5 Дж для длины волны 1,064 мкм и от 1 до 1,0 Дж для длины волны 1,32 мкм, частотой следования импульсов - 1...100 Гц, длительностью - в диапазоне 0,1...10,0 мс.

Аппарат собран в свободно перемещающемся корпусе с оригинальным дизайном и габаритами 400x660x920 мм и может подключаться к бытовой электросети (рис. 2).

Для включения-выключения основного лазерного излучения на длинах волн 1,064 мкм и 1,32 мкм используются двойная педаль, которая соединена с аппаратом кабелем.



Рис. 2. Аппарат «Пульсар»

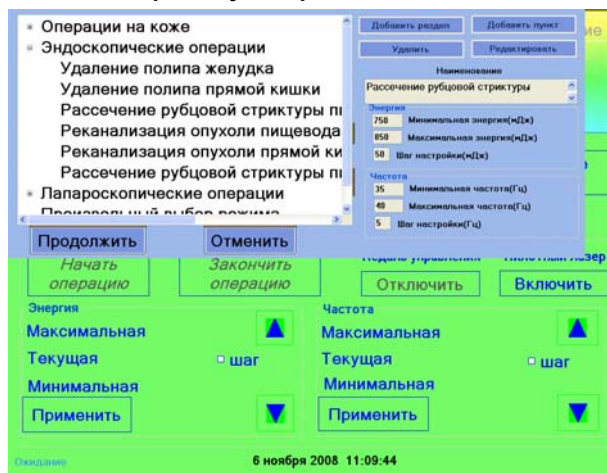


Рис. 3. Окно на экране панельной компьютерной станции

На передней панели аппарата установлена компьютерная панельная станция с сенсорным экраном размером 12 дюймов, с которого осуществляется управление параметрами излучения. На сенсорном экране индицируется следующая информация (рис.3):

- вид проводимой операции;
- состояние аппарата (Включен/Выключен);
- изображения клавиш управления педалью управления и прицельного лазера;
- значения энергии и частоты следования импульсов рабочего излучения;
- изображения клавиш управления выбором текущих значений энергии и частоты следования импульсов рабочего излучения;
- изображения клавиш управления ходом операции (Начать операцию/Закончить операцию), возможно сопровождение голосовой командой.

Управление аппаратом осуществляется сенсорно путем прикосновения к изображению клавиш и надписей команд управления специальным стилосом или пальцами. В памяти панельной станции имеется демоверсия проведения одной из операций, а также заложена информация о рекомендуемых режимах проведения широкого спектра различных операций. Панельная компьютерная станция может подключаться к локальной проводной и беспроводной локальной сети, Интернету и другим устройствам.

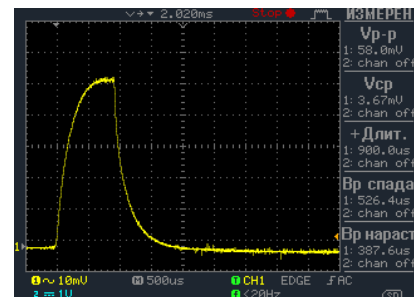
Базовая программа предусматривает работу аппарата в диапазонах значений энергии и частоты, соответствующих пяти группам хирургических операций: на коже, эндоскопических, лапароскопических, в оториноларингологии и гнойной хирургии.

Указанные режимы разработаны по результатам медицинских испытаний и могут дополняться и изменяться по желанию пользователя. Возможна установка произвольных параметров излучения. В процессе работы аппарата осуществляется автоматическое протоколирование операций, сохранение режимов работы. База данных рассчитана на 1000 пациентов с возможностью переноса информации на другие носители и по беспроводной сети. Меню управления, информация о состоянии аппарата на сенсорном экране обеспечивают удобство и простоту работы с аппаратом.

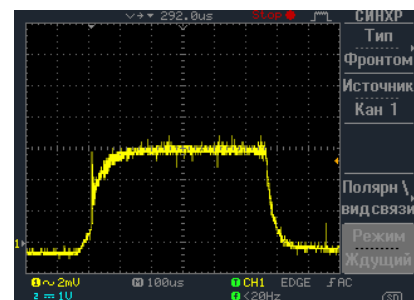
Высокоэффективный импульсный лазерный излучатель с максимальной мощностью излучения 95 Вт (1,064 мкм) при мощности накачки 2 кВт обеспечивает по сравнению с базовой моделью снижение массы аппарата до 50 кг, энергопотребления - до 2,5 кВт. На длине волны 1,064 мкм достигнут КПД генерации практически 5%.

В качестве прицельного лазера используется полупроводниковый «зеленый» лазер с длиной волны 530 нм.

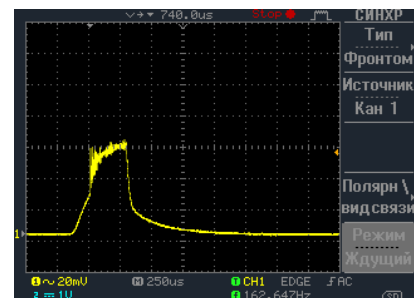
Система ламповой накачки обеспечивает формирование прямоугольных импульсов напряжения/тока на лампе накачки твердотельного лазера. Потребление мощности от сети осуществляется с коррекцией потребляемой мощности по уровню не менее 98%. Система ламповой накачки обеспечивает следующие основные параметры работы: напряжение импульса до 450 В, длительность импульса до 20 мс, выходная мощность до 2000 Вт. Управление параметрами работы осуществляется через стандартный аналоговый интерфейс. Прямоугольные импульсы напряжения/тока на лампе накачки обуславливают кинетику формирования импульсов излучения как самой лампы накачки, так и импульсов лазерного излучения. Типичные осциллограммы импульсов излучения лампы накачки, лазерного излучения и смешанного излучения (импульс лампы накачки + лазерный импульс) представлены на Рисунке 4 (соответственно, а, б и в).



а



б



в

Рис. 4. Осциллограммы импульсов излучения лампы накачки, лазерного излучения и смешанного излучения

Излучение транспортируется в рабочую зону гибким моноволоконным оптическим световодом с диаметром светопроводящей жилы 0,6 мм, длиной 3,0 м и оптическим разъемом SMA 905. Система обратной связи осуществляет контроль температуры биоткани в зоне облучения, а также появления повреждений в самом световоде.

Кардинальное повышение надежности и ресурса работы делают ненужным наличие специальных инженерных служб для обслуживания аппарата. Расширенный диапазон регулировки основных параметров лазерного излучения аппарата обеспечивает широкие возможности варьирования характера воздействия излучения на биоткани.

Результаты клинического применения аппарата Пульсар

Аппарат прошел медицинские испытания в ведущих лечебных учреждениях Республики Беларусь: НИИ онкологии и медицинской радиологии им. А.А.Александрова по использованию в хирургии доброкачественных и злокачественных заболеваний кожи, в Минском городском онкологическом диспансере и 3-й Минской городской клинической больнице.

В Республиканском научно-практическом центре «Кардиология» аппарат успешно используется для выполнения операций трансмиокардиальной реваскуляризации. Выполнено 97 оперативных вмешательств у тяжелого контингента больных. Лазерная технология позволила улучшить ближайшие и отдаленные результаты лечения у больных с дистальным поражением коронарных артерий.

В РНПК Оториноларингологии выполнено более 400 оперативных вмешательств при гипертрофическом рините, доброкачественных и сосудистых патологии слизистой глотки и гортани у детей и взрослых. Использование лазерных технологий позволило на 2-3 суток сократить пребывание больных в стационаре и на амбулаторном лечении. Послеоперационных осложнений не отмечено.

В онкологии аппарат в настоящее время активно используется в поликлиническом отделении Гомельского областного онкологического диспансера для лечения доброкачественных и злокачественных заболеваний кожи (базалиомы, рак кожи 1-2 степени и др.).

Важно отметить, что в настоящее время локализация опухоли в области наружного, внутреннего угла глаз, наружного слухового прохода,

стенки и крыльев носа является прямым показанием к лазерной коагуляции с целью исключения или минимизации при последующем лечении курса близкофокусной рентгенотерапии в связи с ее повреждающим воздействием на расположенные рядом жизненно важные органы (зрения, слуха). Перспективным показал себя лазерный гемостаз в хирургии злокачественных новообразований головы и шеи. Обширные и сложные операции в этой области, продолжительность вмешательства, необходимость тщательного гемостаза и области делают использование лазера особенно уместным. Основное преимущество лазерного излучения перед электрохирургическим инструментом – возможность обработки расфокусированным лучом лазера раневой поверхности на завершающем этапе операции с целью аластики и деконтаминации раневой поверхности.

Использование лазерного аппарата «Пульсар» у указанного выше контингента больных позволило отработать и рекомендовать базовые параметры лазерного излучения: для коагуляции – энергия в импульсе 600 мДж при частоте следования импульсов 25 Гц, для рассечения тканей – энергия в импульсе 800 мДж при частоте следования импульсов 30 Гц. Указанные параметры кроме эффективности данной технологии обеспечивают минимальную зону коагуляционного некроза.

В эндоскопической хирургии аппарат «Пульсар» прошел медицинские испытания по использованию в хирургии доброкачественных образований желудка (полипы), эрозий и язв желудка, а также доброкачественных образований прямой кишки.

В отличие от электрохирургического метода после лазерной коагуляции заживление слизистой в зоне воздействия осуществляется в более короткие сроки, причем размеры данной зоны значительно меньше.

При доброкачественных образованиях прямой кишки с большой распространенностью процесса поэтапная лазерная коагуляция является альтернативой резекции толстой кишки.

Выводы

Аппарат «Пульсар» обладает значительно лучшими параметрами по сравнению с первыми образцами лазерных хирургических установок и разработан в соответствии с требованиями врачей различных специальностей. Это позволяет расширить его применение в различных областях лазерной хирургии.