

УДК 615.8: 616.6

Винаров А.З.¹, Дымов А.М.², Сорокин Н.И.², Минаев В.П.³, Лекарев В.Ю.²**Воздействие лазерного излучения с длиной волны около 2 мкм на мягкие ткани в газовой и водной среде**

Vinarov A.Z., Dymov A.M., Sorokin N.I., Minaev V.P., Lekarev V.Yu.

Differences of laser light impact with 2 μm wavelengths at biotissues in gaseous and water media¹ Кафедра урологии Первого МГМУ им. И.М. Сеченова (Сеченовский университет), г. Москва² Клиника Урологии Первого МГМУ им. И.М. Сеченова (Сеченовский университет), г. Москва³ ООО «Научно-техническое объединение «ИРЭ-Полус», г. Фрязино

Рассматриваются характеристики лазерных медицинских аппаратов, работающих в диапазоне длин волн 2 мкм и применяемых в урологии для хирургических вмешательств. Анализируются особенности воздействия на биологические ткани лазерного излучения с длинами волн 1,94; 2,01 и 2,1 мкм в зависимости от длины волны. При воздействии в газовой среде рассеивание биоткани происходит за счет сочетанного воздействия излучения и раскаленного конца световода. Показано, что в среде физиологического раствора (операции энуклеации простаты, удаления немьшечно-инвазивного рака мочевого пузыря) рассеивание биоткани происходит за счет воздействия двухфазной струи из горячей воды и парогазовых пузырей, образующейся в результате сверхинтенсивного кипения жидкости в тонком (порядка 0,1 мм) слое жидкости, поглощающем лазерное излучение. Коагуляция прилегающих к разрезу тканей происходит за счет тепла, выделяющегося при конденсации пара.

Ключевые слова: лазерное излучение в урологии, лазерная энуклеация аденомы простаты, лазерное удаление рака мочевого пузыря.

The article discusses characteristics of laser medical devices working in the range of 1.94; 2.01 and 2.1 μm wavelengths which are used in urology for surgical interventions. As it has been shown, in gaseous media biotissue dissection is made due to a combined effect of light and a candent lightguide tip. In physiological solution, biotissue dissection (prostate enucleation, removal of nonmuscular-invasive bladder cancer) is achieved due to a two-phase jet of hot water and vapor-gas bubbles formed as a result of ultra-intense boiling of liquid in a thin (about 0.1 mm) layer absorbing laser radiation. Coagulation of the adjacent tissues is achieved due to the heat released during steam condensation. *Key words:* laser light in urology, prostate laser enucleation, laser removal of bladder cancer.

Введение

Лазерное излучение с длиной волны вблизи 2 мкм рассматривается в качестве наиболее перспективных с точки зрения применения в урологии, поскольку оно может быть эффективно как для различных оперативных вмешательств на мягких тканях, так и для литотрипсии. Неудивительно, что аппараты этого диапазона выпускаются многими производителями, каждый из которых настаивает на преимуществе именно их продукции.

Цель настоящей работы – провести сравнительный анализ особенностей воздействия излучений лазеров этого диапазона на мягкие биоткани при операциях в урологии, осуществляемых в газовой и жидкой среде, а также определения перспектив совершенствования лазерных аппаратов и методов их использования.

Материалы и методы

Принятое деление на «тулиевые» и «гольмиевые» лазеры не дает исчерпывающей характеристики исполь-

зуемых в аппаратах лазерных сред. На характеристики лазеров и возможности аппаратов, созданных на их основе, влияет не только ион активатора лазера, но и матрица, в которую он внедрен. В настоящее время выпускаются аппараты, использующие лазеры:

- на алюмоиттриевом гранате, активированном гольмием (АИГ:Ho) с ламповой накачкой;
- на алюмоиттриевом гранате, активированном тулием (АИГ:Tm) с накачкой лазерными диодами;
- на волокне, активированном тулием (Tm).

В табл. 1 приведены характеристики нескольких близких по выходным параметрам аппаратов (включая отечественный аппарат «Уролаз», регистрационное удостоверение № РЗН 2017/5446), генерирующих лазерное излучение с длиной волны вблизи 2 мкм с максимальной выходной мощностью этого излучения 120 Вт, представляющих интерес для применения в урологии.

Необходимо отметить, что в аппарате «Уролаз» реализована возможность подачи в рабочий световод допол-

Таблица 1

Характеристики лазерных аппаратов, генерирующих лазерное излучение с длиной волны вблизи 2 мкм с максимальной выходной мощностью этого излучения 120 Вт

Аппарат	Pulse 120H	RevoLix	Vela-XL	Уролаз
Активная среда	АИГ:Ho	АИГ:Tm	Волокно, активированное Tm	
λ, мкм	2,1	2,01	1,94	1,94 + 1,56
Мощность, Вт	120 (средняя)	120	120	120 + 15
Режим работы	Имп. 0,2–6 Дж, 5–80 Гц	Имп. 50 мс – 1 с, непрерывный	Имп. 1 мс – непрерывный	Имп. 0,2 мс – 1 с, непрерывный
Лазер-целеуказатель	0,53 мкм	0,53 или 0,635 мкм	0,53 мкм	0,53 мкм
Масса, кг	245	150	150	<40
Габариты, см	47 × 116 × 105	42 × 95 × 89	30 × 95 × 105	55 × 46 × 29
Питание	200–240 В, <46А	200–240 В, <15А	200–240 В, <16А	220 ± 10%, <10А
Изготовитель	«Lumenis», Израиль	«Lisa laser», ФРГ	«Starmedtec», ФРГ	НТО «ИРЭ-Полус», РФ

нительного излучения с длиной волны 1,55 мкм [3]. При этом мощности и временные режимы работы регулируются независимо. На рис. 1 представлены фотографии этих аппаратов.

Для уменьшения инвазивности хирургических вмешательств желателен применение световодов с минимальным диаметром светонесущей сердцевины. Хорошее качество излучения волоконных лазеров позволяет легко вводить излучения в оптическое волокно диаметром 100 мкм и меньше. В то же время для получения выходного излучения в световоде диаметром около 200 мкм в аппаратах на кристаллах приходится использовать так называемые тейперированные (tapered – конические, зауженные) световоды, диаметр светонесущей сердцевины которых на входном оптическом разъеме больше, чем диаметр на выходном (дистальном) конце волокна. И даже в этом случае не удается достигнуть диаметра 200 мкм, так что используемые с аппаратами компании «Lumenis» световоды HB-200 и RBLF-200 имеют на выходе диаметр светонесущей сердцевины 274 мкм.

Высокая эффективность диодной накачки позволяет улучшить весогабаритные характеристики аппаратов по сравнению с аппаратами, использующими лазеры с ламповой накачкой, и уменьшить их энергопотребление. Дальнейшее улучшение этих характеристик реализуется при переходе с жидкостного охлаждения на воздушное, что применено в аппарате «Уролаз».

Лазеры на АИГ:Но с ламповой накачкой не позволяют обеспечить непрерывный режим работы и работают только в импульсно-периодическом режиме, причем длительности импульсов и частота их следования могут изменяться в ограниченных диапазонах. Лазеры на АИГ:Тm и Тm-активированном волокне с накачкой лазерными диодами могут функционировать как в непрерывном, так и в импульсно-периодическом режиме, в котором длительность импульсов и пауз задается временем включения и выключения накачки. Дополнительные возможности появляются при модуляции мощности питания диодов накачки, благодаря которой можно управлять формой импульсов излучения. На рис. 2 и 3 представлены для примера типичные осциллограммы

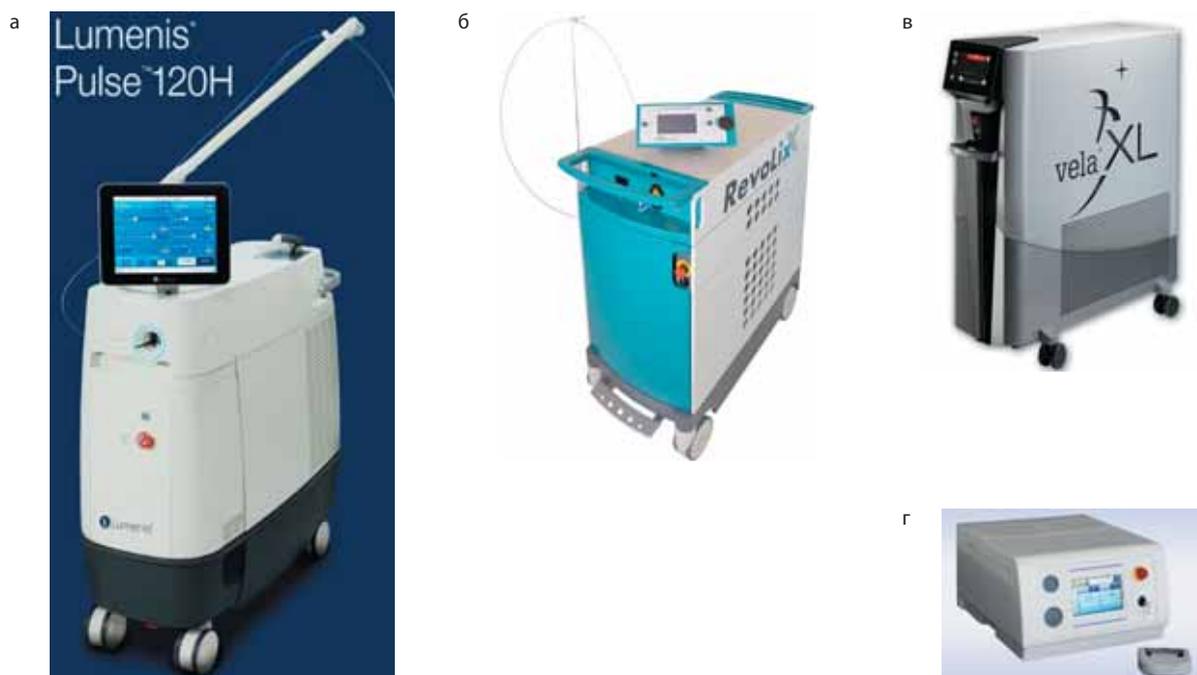


Рис. 1. Лазерные аппараты, работающие в диапазоне 2 мкм: а – «Pulse120H»; б – «Revolix»; в – «Vela-XL»; г – «Уролаз»

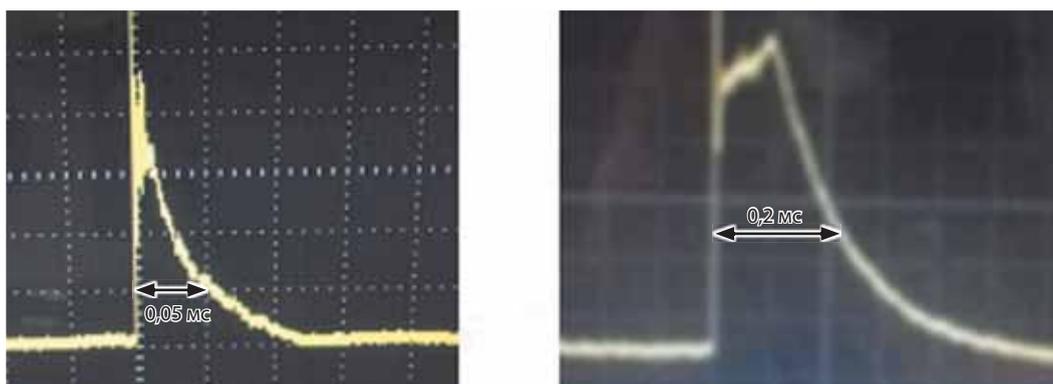


Рис. 2. Форма импульсов аппарата «VersaPulse Power Suite P100». Диапазон изменения длительностей импульсов 0,05–0,3 мс

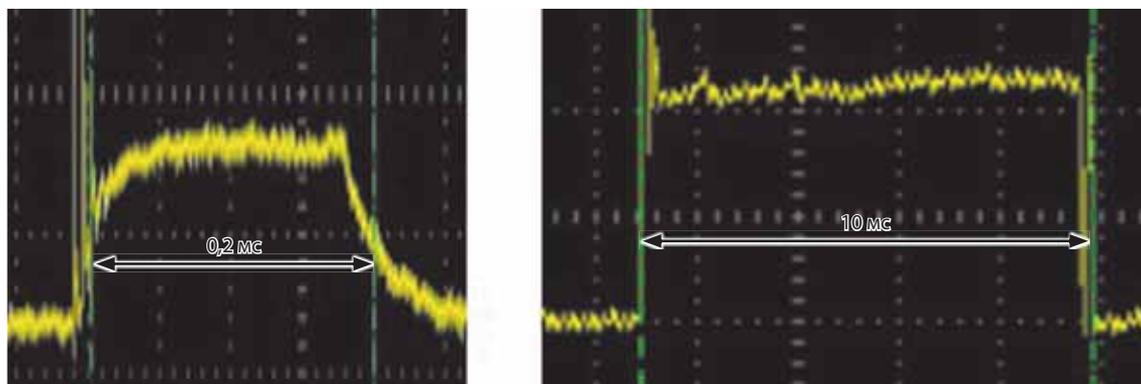


Рис. 3. Форма импульсов аппарата «Уролаз». Длительность импульсов может изменяться от 0,05 мс до непрерывного режима

импульса излучения аппарата «VersaPulse Power Suite P100» (предшественника «Pulse120H» с мощностью излучения 100 Вт) и аппарата «Уролаз» при генерации прямоугольных импульсов.

Таким образом, при применении волоконных лазеров открываются широкие возможности оптимизации режимов работы лазерного аппарата для различных применений.

Поглощение излучения

Результаты воздействия лазерного излучения на биологические объекты определяются процессом поглощения его в веществе с последующим превращением поглощенной энергии в тепло, а значит, количеством энергии, доставленной излучением в точку воздействия и величиной той части этой энергии, которая была поглощена. При распространении излучения в биоткани происходит его поглощение хромофорами (компонентами биоткани, поглощающими излучение) и его рассеяние на неоднородностях. Оба этих процесса ведут к ослаблению излучения. При распространении излучения через прозрачные среды (вода, физиологический раствор) рассеяние отсутствует, и ослабление определяется поглощением в среде. Именно величина ослабления определяет толщину слоя, в котором будет поглощено излучение и выделится тепло.

Коэффициенты поглощения в хромофорах определяет соотношение между величинами поглощенных в них энергий. Основными хромофорами для излучения

рассматриваемой области инфракрасного диапазона являются вода и гемоглобин. На рис. 4 для диапазона длин волн 1,4–2,1 мкм представлена зависимость коэффициента поглощения излучения μ_a в воде [10]. Близкая зависимость поглощения у коэффициента поглощения в крови, см. рис. 5 из [8].

Принципиальная разница между лазерами на кристаллах и волоконными лазерами заключается в том, что лазеры, использующие кристаллические среды, в частности АИГ:Но и АИГ:Тм, генерируют излучение с малой шириной спектра на определенной длине волны (показаны стрелками на рис. 4), в то время как волоконные лазеры способны генерировать излучение в широких полосах спектра, и можно выбрать рабочую длину волны в пределах этих полос. Области, в которых возможна реализация генерации в лазерах на Тм- и Ег-активированных волокнах – соответственно 1,53–1,62 мкм для Ег и 1,86–2,09 мкм для Тм [2] – представлены на рис. 4 широкими линиями. В частности, для медицинских применений для лазеров на Тм-активированном волокне обычно выбирают длину волны рабочего излучения вблизи 1,95 мкм, соответствующую, с одной стороны, максимальной эффективности генерации и, с другой стороны, максимальной величине μ_a в воде и крови.

Именно величина эффективного ослабления μ_a определяет в основном глубину проникновения лазерного излучения в биоткани, а значит, и область, в которой выделяется тепло при поглощении лазерного излучения.

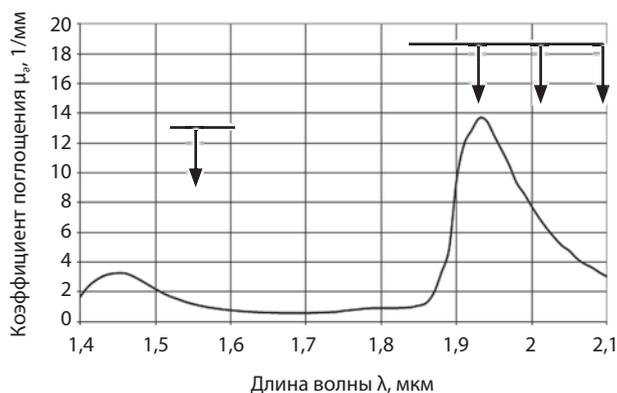


Рис. 4. Зависимости коэффициентов поглощения в воде от длины волны излучения (показаны длины волн 1,55, 1,94, 2,01 и 2,1 мкм)

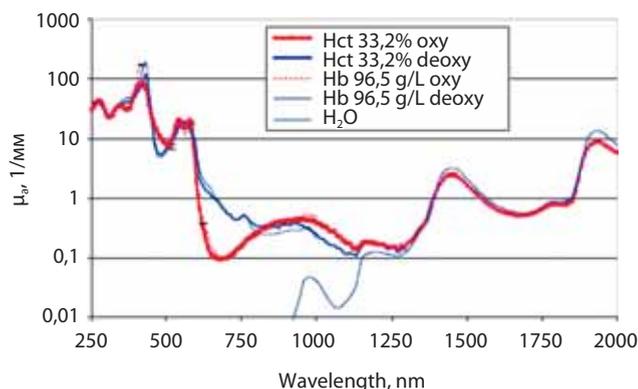


Рис. 5. Зависимости коэффициентов поглощения в воде и эмульсии эритроцитов, моделирующей кровь, от длины волны излучения

Из приведенных зависимостей следует, что в рассматриваемом диапазоне коэффициенты поглощения в воде и цельной крови на длине волны 1,94 мкм, используемой в аппаратах «Vela-XL» и «Уролаз», примерно в 2 раза выше, чем на длине волны 2,01 мкм («RevoLix»), в 4 раза выше, чем на длине волны 2,1 мкм («Pulse120H») и примерно в 10 раз выше, чем для длины волны 1,55 мкм излучения дополнительного лазера на волокне, активированном эрбием (Er), выводимого в аппарате «Уролаз» через то же волокно, что и основное излучение 1,94 мкм.

Применение лазерного излучения для рассечения и абляции (вапоризации) биоткани ставит задачу обеспечения высокой скорости удаления ткани с минимальным нежелательным тепловым повреждением тканей вблизи области воздействия, для чего требуется сильное поглощение излучения, поскольку в этом случае энергия излучения поглощается в малом объеме и происходит быстрый локальный нагрев ткани до температур, вызывающих ее абляцию. И, естественно, при уменьшении области поглощения энергии уменьшается толщина зоны прилегающих к месту воздействия тканей, подвергающихся нежелательному нагреву. С этих точек зрения эффективность воздействия растет в ряду длин волн излучения 2,1; 2,01 и 1,94 мкм.

Вместе с тем для надежного гемостаза необходимо обеспечить достаточную глубину прилегающего к области воздействия слоя, в котором ткани нагреты до температуры коагуляции. Поскольку при использовании длины волны 1,94 мкм может оказаться недостаточной глубина такого нагрева, в аппарате «Уролаз» предусмотрена возможность добавления к основному излучению

дополнительного излучения с длиной волны 1,55 мкм, более глубоко проникающего в воду и кровь. Благодаря этому можно увеличить толщину слоя коагулированной ткани, получая более надежный гемостаз. Степень коагуляции можно варьировать в некоторых пределах, поскольку мощность этого излучения может регулироваться независимо от мощности основного излучения.

Одной из актуальных проблем урологии является доброкачественная гиперплазия (аденома) предстательной железы (ГПЖ). Для оперативного лечения этого заболевания применяется традиционная открытая хирургическая техника, сопровождающаяся большим числом осложнений по сравнению с современными малоинвазивными технологиями. Малоинвазивные электрохирургические и лазерные методы в основном применяются в настоящее время в клинической практике.

При использовании лазерного излучения применяются два малоинвазивных трансуретральных метода, схематически представленных на рис. 6. При лазерной вапоризации (рис. 6, а) с помощью волоконных инструментов, выводящих лазерное излучение под углом к оси волокна (рис. 6, б), производится послойная абляция патологической ткани. Излучение тулиевых волоконных лазеров для вапоризации аденомы простаты, которое показало перспективность применения данного излучения, провел N.M.Fried с сотр. [9].

В настоящее время при лечении ГПЖ все большее внимание привлекает метод трансуретральной лазерной энуклеации (рис. 6, в), при котором лазерным излучением с помощью световода с осевым выводом лазерного излучения отделяют аденоматозную ткань от капсулы

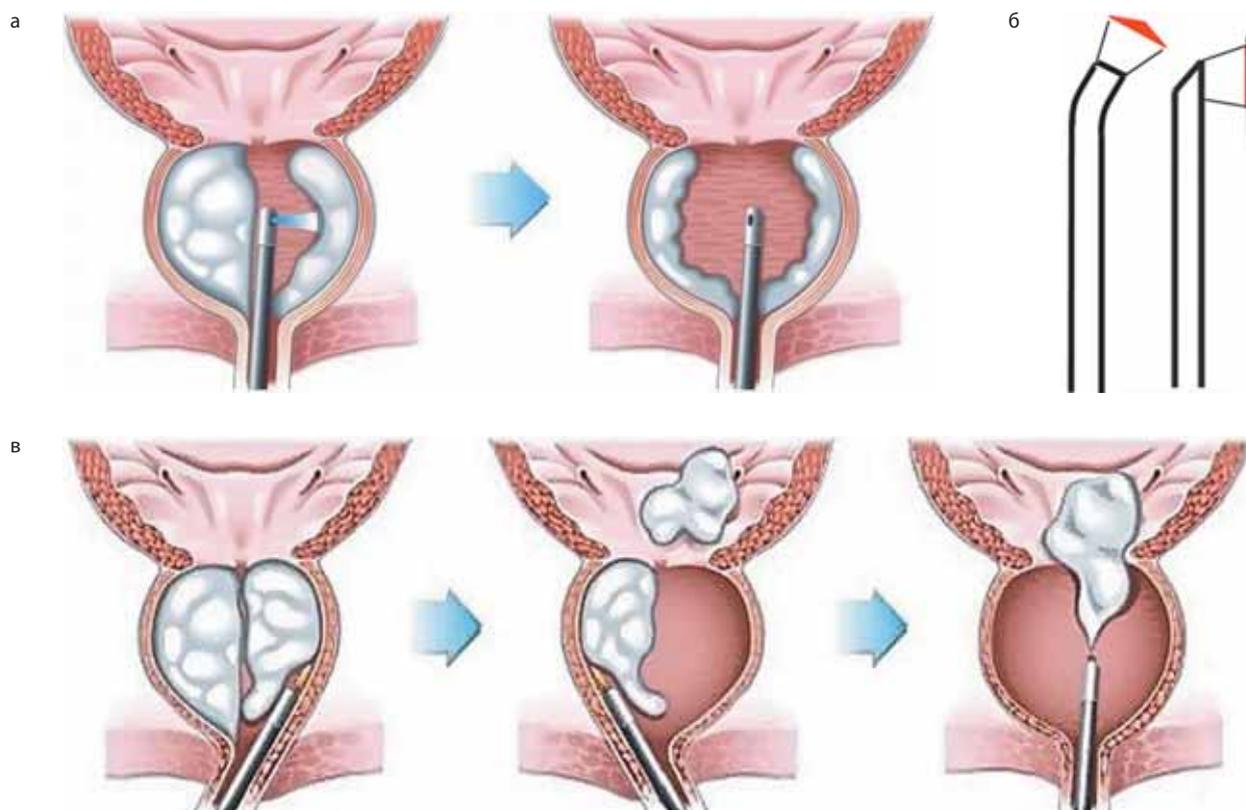


Рис. 6. Трансуретральное удаление аденоматозной ткани при вапоризации (а) и энуклеации лазерным излучением (в), а также волоконные инструменты, используемые при вапоризации – «twister» и «side-fiber» (б)

по ее границе и коагулируют кровоточащие сосуды. Эта граница хорошо дифференцируется. Отделенную ткань выталкивают в мочевой пузырь, откуда извлекают с помощью морцеллятора.

Эта методика имеет следующие преимущества по сравнению с вапоризацией:

- не требуется время и энергия лазерного излучения на испарение всей патологической ткани, что уменьшает длительность операции;
- повышается точность воздействия, особенно на границе патологической ткани со здоровой, благодаря этому становится возможным полное удаление патологической ткани без увеличения риска интраоперационных осложнений в виде повреждения капсулы простаты или стенки мочевого пузыря;
- появляется возможность забора ткани для гистологического исследования;
- операция выполняется с помощью самого простого и дешевого инструмента с торцевым выводом излучения, допускающего к тому же многократную стерилизацию и повторное применение.

Аналогичный подход применяется и для удаления мышечно-инвазивного рака мочевого пузыря [5]. В этом случае проявляется еще одно преимущество – уменьшается риск диссеминации опухоли злокачественными клетками, отделяющимися при вапоризации и флотгирующими в заполняющей мочевой пузырь жидкости.

Результаты и обсуждение

Газовая среда. Характер воздействия лазерного излучения на биоткани в газовой среде хорошо изучен. При разогреве вещества лазерным излучением до температуры выше 100 °С начинается кипение внутритканевой жидкости и разрушение биоткани. При дальнейшем нагреве до температуры выше 250 °С в месте поглощения излучения происходит карбонизация биоткани, из-за чего резко увеличивается коэффициент поглощения и уменьшается область, в которой выделяется энергия поглощенного излучения. Температура этой области возрастает до величины порядка 1000 °С. Это, в свою очередь ведет к ускорению абляции биоткани. При контакте конца световода происходит и его разогрев до столь же высоких температур. В результате к действию излучения



Рис. 7. Эндоскопическая резекция почки в газовой среде: 1 – световод; 2 – место контакта с биотканью

добавляется действие раскаленного конца световода [4]. Этот эффект хорошо виден на рис. 7, представляющем фотографию места контактного воздействия излучения на ткань в эксперименте на свинье *in vivo* по эндоскопической резекции почки излучением 1,94 мкм.

При рассечении биоткани образуется дым, который необходимо отсасывать.

Жидкая среда. При энуклеации ГПЖ и оперативных вмешательствах внутри мочевого пузыря воздействие осуществляется в физиологическом растворе, то есть практически в водной среде. При этом процессы воздействия на биоткани оказываются более сложными. Несмотря на широкое распространение таких операций, анализ этих процессов не нашел отражения в литературе. В то же время понимание этих процессов позволяет оптимизировать воздействие.

Если конец световода находится в плотном контакте с рассекаемой тканью, то воздействие мало отличается от воздействия в газовой среде.

По-иному происходит воздействие, если такой контакт отсутствует. На рис. 8 представлены фотографии рассечения биоткани при операции энуклеации ГПЖ, осуществляемой излучением 1,94 мкм с пиковой мощностью 120 Вт и средней – около 60 Вт. При отсутствии контакта с биотканью лазерное излучение поглощается на загрязнениях торца световода или в тонком (около 0,1 мм) слое жидкости. Поглощаемая энергия становится причиной выделения растворенных в жидкости газов и

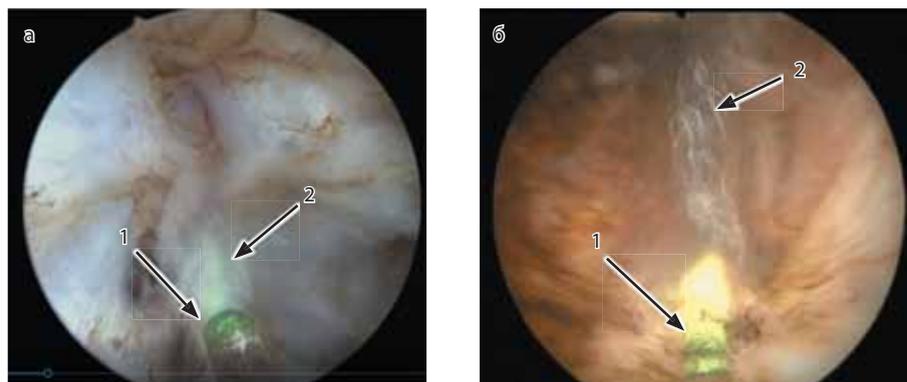


Рис. 8. Лазерное воздействие на аденоматозную ткань: а – при отсутствии контакта с тканью, б – при контакте с тканью (1 – конец световода, 2 – парогозовая струя)

сверхинтенсивного кипения [6, 7]. В результате этого кипения (рис. 8, а) формируется интенсивная двухфазная (жидкостно-газовая) струя (далее просто «струя»), образуемая мелкими (около 50 мкм в диаметре) парогазовыми пузырями и разогретой жидкостью. Появление этой струи носит пороговый характер: для излучения 1,94 мкм и диаметра светонесущей сердцевинки волокна 0,4 мм она проявляется при мощности излучения более примерно 3 Вт. Скорость потока в этой струе быстро нарастает с мощностью излучения от 85 ± 15 мм/с при $P = 3$ Вт до 450 ± 65 мм/с при $P = 10$ Вт [7]. При увеличении диаметра волокна с 0,4 до 0,6 мм значения мощности необходимо увеличить примерно вдвое (пропорционально площади сечения волокна). Благодаря высокой кинетической энергии струи она рассекает биоткани. Длина секущей части струи при пиковой мощности излучения 120 Вт составляет величину около 5 мм. При конденсации пар отдает свое тепло биоткани, осуществляя коагуляцию прилегающих к разрезу слоев. При этом практически отсутствует карбонизация биоткани.

В некоторые моменты из-за контакта с биотканью конец световода разогревается на короткое время (1 на рис. 8, б) и начинает светиться. При потере контакта свечение пропадает, что свидетельствует о падении температуры. Но в течение всего времени наблюдается двухфазная струя (2 на рис. 8, б), осуществляющая рассеечение ткани.

Техника проведения операций энуклеации аденомы простаты или резекции стенки мочевого пузыря и эффективность операций при применении аппаратов с лазером на АИГ:Но («Lumenis Pulse-120») и тулиевым волоконным лазером оказываются близкими. При этом не следует забывать о преимуществе отечественного аппарата «Уролаз» с лазером на Тм-активированном волокне в части веса, габаритов и удобства работы. Кроме этого, в рамках данной работы сравнение проводилось при близких режимах работы, тогда как Тм-волоконные лазеры дают широкие возможности для оптимизации воздействия за счет варьирования параметров. А аппарат «Уролаз» за счет использования второго излучения 1,55 мкм эти возможности дополнительно расширяет.

Заключение

Лазерные аппараты с длинами волн излучения вблизи 2 мкм являются эффективным инструментом для осуществления малоинвазивных трансуретральных методов лечения ГПЖ и немышечно-инвазивного рака мочевого пузыря.

В отличие от воздействия в воздушной среде рассеечение биоткани в водной среде (физиологическом растворе) происходит двухфазной струей, состоящей из горячей воды и парогазовых пузырей и образующейся в результате сверхинтенсивного кипения в тонком (по-

рядка 0,1 мм) слое жидкости, в котором происходит поглощение лазерного излучения.

Аппараты с волоконными лазерами позволяют изменять рабочие параметры в более широких пределах по сравнению с лазерами на кристаллах, что дает возможность продолжить работу по оптимизации режимов работы с точки зрения эффективности применения.

Аппараты с лазерами на волокне, активированном Тм, обладают лучшими эксплуатационными характеристиками (вес, габариты, энергопотребление и надежность), практически не требуют инженерного обслуживания при эксплуатации.

Работа выполнена при поддержке РФФИ, грант № 16-02-00743.

Литература

1. Жилин К.М., Минаев В.П., Соколов А.Л. О влиянии особенностей поглощения лазерного излучения в воде и крови на выбор рабочей длины волны для эндовенозной облитерации вен при лечении варикозной болезни // Квантовая электроника. – 2009. – № 39 (8). – С. 781–784.
2. Курков А.С., Дианов Е.М. Непрерывные волоконные лазеры средней мощности // Квантовая электроника. – 2004. – Т. 34. – № 10. – С. 881–900.
3. Минаев В.П. Способ рассеечения биоткани лазерным излучением и устройство для его осуществления. Патент РФ 2 535 454. – 2012.
4. Плужников М.С., Березин Ю.Д., Иванов Б.С. Лазерный коагулятор в оториноларингологии // Вестник оториноларингологии. – 1986. – № 6. – С. 68–72.
5. Сорокин Н.И. Лазерная резекция стенки мочевого пузыря с опухолью единым блоком // Научно-практическая конференция с международным участием «Высокие технологии в урологии» 6–7 апреля 2017 г., Москва (доклад).
6. Чудновский В.М., Буланов В.А., Юсупов В.И. Лазерное индуцирование акустогидродинамических эффектов в хирургии // Фотоника. – 2010. – № 1. – С. 30–36.
7. Чудновский В.М., Юсупов В.И., Дыдыкин А.В. и др. Лазериндуцированное кипение биологических жидкостей в медицинских технологиях // Квантовая электроника. – 2017. – Т. 47. – № 4. – С. 361–370.
8. Friebe M. et al. Influence of oxygen saturation on the optical scattering properties of human red blood cells in the spectral range 250 to 2000 nm // Journal of Biomedical Optics. – 14 (3), 034001 (May/June 2009).
9. Fried N.M., Murray K.E. High-Power Thulium Fiber Laser Ablation of the Canine Prostate. Proc. of SPIE. – Vol. 5686 (SPIE, Bellingham, WA, 2005) / doi: 10.1117/12.586358.
10. Kou L. et al. Refractive indices of water and ice in the 0.65- to 2.5 μ m spectral range. Appl. Opt. – 1993. – Vol. 32. – P. 3531–3540.
11. Zamyatina V. et al. In vitro comparison of Tm fiber laser vs Ho:YAG laser for lithotripsy. 17th Int. Conf. «Laser Optics 2016», 4th Int. Symp. «Lasers in Medicine and Biophotonics». – St. Petersburg, June 27–July, 16. 2016.
12. Thomas R.W. Herrmann et al. EAU Guidelines on Laser Technologies. European Urology. – 2012. – Vol. 61. – P. 783–795 (Merseburger A.S. et al. Лазеры и лазерные технологии. Перевод Ю.С. Сиромолот. EAU. – 2011).

Поступила в редакцию 14.11.2017 г.

Для контактов: Минаев Владимир Павлович
E-mail: minaev46@mail.ru