

# Лазерные аппараты для хирургии и силовой терапии на основе мощных полупроводниковых и волоконных лазеров

В.П.Минаев

*Рассмотрены мощные полупроводниковые лазеры и лазеры с полупроводниковой накачкой, появление которых привело к качественному улучшению характеристик лазерных аппаратов для хирургии и силовой терапии, к расширению возможностей их использования в клинической практике и к повышению эффективности методов лечения, основанных на их применении. Приводятся характеристики таких аппаратов российского производства, обсуждаются их особенности, обусловленные выбором длины волны используемого лазерного излучения, рассматриваются примеры современных медицинских технологий, основанных на их применении.*

**Ключевые слова:** полупроводниковые и волоконные лазеры, лазеры для хирургии и силовой терапии.

## 1. Введение

За время, прошедшее с конца 60-х годов XX века, в мире разработаны эффективные лазерные хирургические методы лечения различных заболеваний, и лазерный скальпель стал для врачей крупных медицинских центров привычным инструментом. Однако до середины 90-х годов прошлого столетия сложность лазерной медицинской техники, необходимость ее постоянного квалифицированного инженерного обслуживания, потребность в специальных операционных, обусловленная громоздкостью оборудования и необходимостью мощного электропитания, мешали широкому использованию лазерной техники для хирургии и силовой терапии\* в здравоохранении.

## 2. Полупроводниковые и волоконные лазеры в аппаратах для хирургии

Ситуация изменилась в начале 1990-х годов в связи с быстрым увеличением надежности и ростом уровня выходной мощности полупроводниковых лазеров (лазерных диодов) при снижении их себестоимости. Немного позднее появились лазеры на активированном волокне, способные генерировать излучение мощностью в единицы, а затем десятки и сотни ватт.

\* Термином «силовая лазерная терапия» (в отличие от низкоинтенсивной лазерной терапии) автор объединяет лазерные медицинские технологии, основанные на таком воздействии лазерного излучения на биоткани, которое, с одной стороны, вызывает изменение их физического состояния, а с другой – не приводит к рассеиванию или удалению биоткани. Примерами силовой терапии могут служить лазерная интерстициальная термотерапия опухолей и лазерная термопластика хрящевой ткани.

В.П.Минаев. Лазерная ассоциация, Россия, 117485 Москва, а/я 27;  
e-mail: las@tsr.ru

Поступила в редакцию 5 апреля 2005 г., после доработки – 28 июля 2005 г.

Все это позволило создать на основе полупроводниковых и волоконных лазеров медицинские аппараты для хирургии и силовой терапии с прекрасными эксплуатационными характеристиками: малыми габаритами, весом (около 10 кг) и энергопотреблением (порядка 100 Вт). Поскольку излучение диодных лазеров можно достаточно просто модулировать по питанию, в аппаратах на их основе легко реализуются различные временные (непрерывный, импульсный и импульсно-периодический) режимы работы.

Произошло качественное изменение ситуации. Раньше лазерная операционная организовывалась вокруг лазерной установки с ее мощным питанием и большими габаритами. Высокая стоимость оборудования практически исключала возможность оснащения одной операционной разными по характеру воздействия лазерами. Кроме того, хирургические лазерные аппараты требовали постоянного инженерного обслуживания.

С появлением современных портативных конструкций стало возможным, например, разместить в одной эндоскопической стойке несколько недорогих аппаратов, по-разному воздействующих на биоткани. Немаловажно, что благодаря высокой надежности и простоте управления такие аппараты не требуют инженерного обеспечения при работе. Кроме того, аппараты на основе полупроводниковых и волоконных лазеров оказываются дешевле аналогов на основе твердотельных и газовых лазеров, а стоимость их эксплуатации ниже из-за отсутствия потребности в периодических профилактических работах.

С точки зрения медицинских приложений существенно и то, что расширился выбор длин волн лазерного излучения, а ведь длина волны лазерного излучения определяет глубину его проникновения в различные биоткани и тем самым решающим образом влияет на характер и результаты лазерного воздействия.

Отечественные аппараты, в которых используется излучение полупроводниковых лазеров, представлены в табл.1. Жирным шрифтом выделены аппараты, появившиеся или получившие разрешение МЗСР РФ за послед-

Табл.1. Аппараты для хирургии и силовой терапии на основе полупроводниковых лазеров.

Тип лазера	Длина волны (мкм)	Мощность излучения (Вт)	Режим работы	Лазер-целеуказатель	Масса (кг)	Габариты (см)	Потребляемая от сети мощность (В·А)	Диаметр волоконного вывода (мм)	Изготовитель
АЛод-01 «АЛКОМ»	0.81 (0.98)	3, 6,12	Импульсный, непрерывный	Красный	7.5		50–600	0.4	НПО «АЛКОМ-медика» (С.-Петербург)
Лазон-10П	0.97	10	Непрерывный	Зеленый	6.5	12×26×33	70	0.4–0.6	ГУП «ФНПЦ "Прибор"» (Москва)
ЛСП-«ИРЭ–Полос»	0.97	5, 10 (20,30)	Импульсный, непрерывный	Зеленый	6.5 (9)	12×26×33	70 (100)	0.3–0.6	ООО «Квалитек» (Москва)
Аткус-15 (Аткус-3)	0.81 (0.98)	15 (3)	Импульсный, непрерывный	Красный	15	37×50×17 (26×32.5×9.5)		0.6	«Полупроводниковые приборы» (С.-Петербург)
Кристалл	0.81 (0.98)	7	Импульсный, непрерывный	Красный	5	13×26×30	< 100	0.6	ООО «Полироник» (Москва)
Лазермед 1-10	1.06	10	Импульсный, непрерывный	Красный		50×40×14 в упаковке	240	0.6	«Русский инженерный клуб» (Тула)
ЛАМИ	0.63–1.8 (9 значений)	25	Импульсный, непрерывный	Красный	7	11×29×32	350	0.6; 1.0	ООО «Опттехника» (Москва)
ЛАХТА-МИЛОН	0.63–1.75 (15 значений)		Импульсный, непрерывный	Красный, зеленый	6	17×20×28	200	0.2 (0.1)	ООО «МИЛОН Лазер» (С.-Петербург)
ДИОЛАН	0.81, 0.94, 0.98	30	Импульсный, непрерывный	Красный	6.5 (9)	45×35×20	400		ООО «НПП ВОЛО» (С.-Петербург)
Аткус-3	0.66	2	Непрерывный		15	37×50×17		0.6	«Полупроводниковые приборы» (С.-Петербург)
Кристалл	0.675	3	Импульсный, непрерывный		20	50×50×120	< 150		ВНПП «Жива» (Москва)
Кристалл 655 (Кристалл 635)	0.655 (0.635)	2 (1.5)	Импульсный, непрерывный						НПО «АЛКОМ-медика» (С.-Петербург)
Orus 10	0.81	10 (20)	Импульсный, непрерывный	Красный	9.5	24×38×11	200	0.6	«Orus Dent» (Израиль – Великобритания)

Табл.2. Аппараты для хирургии и силовой терапии на основе лазеров с полупроводниковой накачкой.

Тип лазера	Активная среда	Длина волны (мкм)	Выходная мощность (Вт)	Режим работы	Лазер-целеуказатель	Диаметр волокна (мм)	Потребляемая от сети мощность (В·А)	Габариты (мм)	Масса (кг)	Изготовитель
ЛСП-«ИРЭ–Полос»	Уб-волокно Еб-волокно Тп-волокно	1.06 1.56 1.9	5, 10 2.5 (5, 10) 3	Непрерывный и импульсный	$\lambda = 0.532$ мкм	0.3 (0.5)–0.6	100 (150)	120×260×330	≤ 9	ООО «Квалитек» (Москва)
Изумруд	ИАГ: Nd (2-я гармоника)	0.53	2						≤ 9	НПО «АЛКОМ-медика» (С.-Петербург)
Амулет	ИАГ: Nd (4-я гармоника)	0.266	0.01	Импульсный		0.75	< 200	410×170×360	≤ 12	ЗАО «Энергомаштехника» (Москва)

ние два года. Для сравнения приведены характеристики лазерного аппарата, выпускаемого одним из мировых лидеров медицинского лазеростроения – англо-израильской компанией OrusDent. Информация взята из проспектов предприятий\*.

В последнее время заметно повысился интерес к наиболее дешевым аппаратам с малым уровнем выходной мощности, что вызвало появление новых моделей. Это произошло благодаря совершенствованию медицинских методик, позволившему снизить уровни используемых мощностей. Обращает на себя внимание увеличение числа реализуемых в подобных аппаратах рабочих длин

волн излучения. Так, например, аппараты «ЛАХТА-МИЛОН» выпускаются на 15 длин волн рабочего излучения в диапазоне 0.635–1.75 мкм. Однако конкретное применение получили далеко не все из реализованных длин волн.

В табл.2 представлены медицинские аппараты на основе лазеров с полупроводниковой накачкой.

Отметим, что, в отличие от мощных полупроводниковых лазеров, лазеры с полупроводниковой накачкой могут быть одномодовыми, что позволяет выводить их излучение через тонкие волоконные световоды. Так, в волоконных лазерах диаметр светонесущей жилы может составлять примерно 10 мкм. Такого же размера пятно может быть получено и на объекте воздействия, что открывает возможность создания инструмента для микрохирургических воздействий. Автор обращал на это вни-

\*Приведены данные на все аппараты, с которыми автор смог ознакомиться на выставках, проходивших в Москве и Санкт-Петербурге в 2004–2005 гг.

Табл.3. Аппараты на основе лазеров с двумя длинами волн.

Тип лазера	Длина волны (мкм)	Мощность излучения (Вт)	Лазер-целеуказатель	Масса (кг)	Габариты (см)	Потребляемая от сети мощность (В·А)	Вывод	Изготовитель
ЛСП-«ИРЭ-Полос»	0.97 + 1.56 (1.06, 1.9)	10 + 2.5	Зеленый, красный	9	12 × 26 × 33	70 (100)	Из одного волокна	ООО «Квалитек», (Москва)
ЛАХТА-МИЛОН	0.65 + 0.81	12 + 2	Красный, зеленый	6	17 × 20 × 28	200	Из двух волокон	ООО «МИЛОН Лазер» (С.-Петербург)
Аткус-10	0.66 + 0.81	1 + 9		15	37 × 50 × 17		Из одного волокна	«Полупроводниковые приборы» (С.-Петербург)
Лазон-ФТ	0.67 + 1 + 06	3 + 8	Зеленый	12	53 × 39 × 16	200	Из одного волокна	ГУП «ФНПЦ "Прибор"» (Москва, разработка)
Модуль-ГФ	0.67 + 0.81 (1.06)	10 + 1	—	38	43 × 34 × 46	120	Из одного волокна	ФГУП «НИИ "Полос" им. М.Ф.Степеля» (Москва, разработка)

мание еще в работе [1], но о практическом использовании этой возможности ему пока не известно.

Зависимость характера воздействия лазерного излучения на биоткани от длины волны излучения привела к созданию медицинских аппаратов, обеспечивающих генерацию лазерного излучения на двух рабочих длинах волн. Эти аппараты позволяют врачу менять характер воздействия в ходе операции (процедуры) или использовать сочетанное воздействие излучений с разными длинами волн. Такие аппараты представлены в табл.3.

Выбор рабочих длин волн излучения для этих аппаратов показывает, что большинство из них предназначено для использования при сочетании методов фотодинамической и термотерапии (об упомянутых методах речь пойдет ниже). Предварительные исследования показали, что такое сочетание весьма перспективно. При этом аппараты различаются по способу вывода излучения – либо через одно рабочее волокно, либо через два отдельных.

### 3. Выбор длины волны рабочего излучения

Рассмотрим, какие длины волн наиболее широко используются в настоящее время в медицинской практике.

В течение долгого времени в хирургии применялись в основном CO<sub>2</sub>-лазеры (длина волны 10.6 мкм) и лазеры на гранате, активированном неодимом (ИАГ : Nd), с длиной волны 1.06 мкм (такая же длина волны может быть получена при использовании полупроводниковых и волоконных лазеров). Излучение с  $\lambda = 10.6$  мкм сильно поглощается в биотканях (рис.1), и хотя при этом достигается хороший режущий эффект, глубина поглощения недостаточна для хорошей коагуляции. Кроме того, для такого излучения пока не созданы эффективные волоконные световоды, а зеркально-линзовые устройства транспортировки излучения достаточно удобны для врача только при открытых операциях. При работе в полостях тела и эндоскопических операциях подобные системы доставки практически не применяются, поскольку создают значительные неудобства.

Хирургу существенно удобнее работать с тонкими и гибкими волоконными световодами, которые через инструментальный канал эндоскопа или с помощью специальных инструментов могут подводиться к объектам воздействия, лежащим вне прямой видимости. В частно-

сти, доступные и надежные в эксплуатации световоды с сердцевинной из плавленного кварца хорошо передают лазерное излучение в диапазоне 0.4–2 мкм.

На рис.2 представлены полученные на основе данных [2, 3] зависимости поглощения излучения в воде и цельной крови в диапазоне 0.6–1.1 мкм, в который попадают длины волн излучения наиболее распространенных полупроводниковых и волоконных лазерных скальпелей. Приведенные зависимости могут быть использованы для качественной оценки глубины проникновения излучения в реальные биоткани. Следует, однако, подчеркнуть, что, помимо поглощения, сильное влияние на глубину проникновения излучения оказывает коэффициент рассеяния света, который для цельной крови превышает коэффициент поглощения и в указанном диапазоне составляет около 65 мм<sup>-1</sup>. Благодаря рассеянию излучение в биоткани распространяется не только вдоль первоначального направления, но и в стороны. Кроме того, следует учитывать, что в процессе лазерного воздействия меняются физическое состояние биоткани и характер поглощения. Так, при нагреве до температуры, превышающей 150 °С, выгорает водород и происходит обугливания биоткани, при котором резко возрастает поглощение.

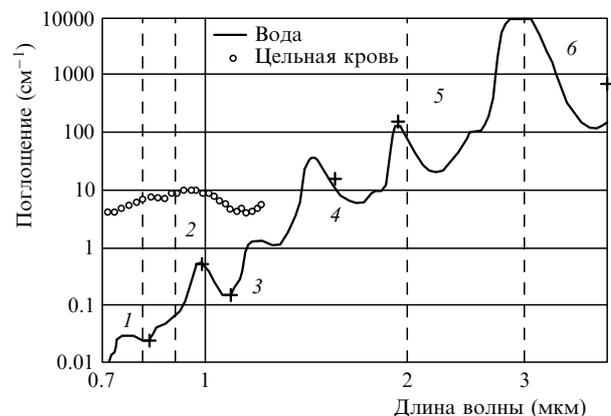


Рис.1. Поглощение излучения в воде и цельной крови в диапазоне 0.7–4 мкм (по данным [2, 3]) для полупроводниковых лазеров с длинами волн 0.81 мкм (1), 0.94–0.98 мкм (2), полупроводниковых лазеров и лазеров на Yb-активированном волокне с длиной волны 1.04–1.08 мкм (3), лазеров на Yb-активированном волокне с длиной волны 1.56 мкм (4), лазеров на Tm-активированном волокне с длиной волны 1.9–2.1 мкм (5), а также CO<sub>2</sub>-лазеров с длиной волны 10.6 мкм (6).

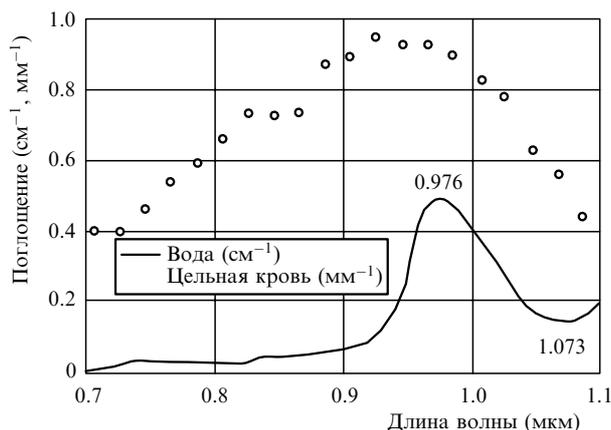


Рис. 2. Поглощение излучения в воде и цельной крови в диапазоне 0.7–1.1 мкм [2, 3].

Излучение с длиной волны 1.06 мкм и близкое по характеру поглощения излучение с длиной волны 0.81 мкм проникает в мягкие биоткани на глубину (с ослаблением в  $e$  раз) 6–10 мм, что хорошо для осуществления объемного прогрева и коагуляции. Вместе с тем, эти длины волн не являются оптимальными для достижения режущего эффекта: при работе на них из-за «расплывания» поглощаемой мощности в толще биоткани приходится увеличивать мощность излучения, направляемого в зону иссечения, что увеличивает риск поражения при операции подлежащих органов.

В связи с этим в лазерной хирургии получило распространение контактное воздействие волоконным инструментом, при котором дистальный конец рабочего кварцевого волокна, примерно на 5 мм очищенный от защитной пластиковой оболочки касается биоткани. Наличие физического контакта позволяет точно локализовать воздействие и исключает отражение излучения в окружающее пространство. При достаточной мощности излучения в месте контакта световод загрязняется продуктами горения ткани и происходит повышенное выделение тепла, которое ведет к дополнительному нагреву конца световода. В данном режиме биоткань испытывает совместное воздействие лазерного излучения и раскаленного конца световода.

Однако и в этом случае остается потенциальная опасность нежелательного (а порой и вредного) воздействия на подлежащие органы в начале операции – до появления обугленной ткани в точке контакта.

Приходящееся на локальные максимумы поглощения воды и цельной крови излучение лазерных диодов с длиной волны 0.97 мкм проникает в биоткани на глубину 1–2 мм, благодаря чему хорошо сочетается режущие и кровоостанавливающие свойства [4] и оказывается оптимальным при большинстве хирургических вмешательств.

Следует отметить, что в литературе, в том числе методической [5, 6], зачастую не обращают внимание на различный характер воздействия на биоткани излучений с длинами волн 0.81 и 1.06 мкм, с одной стороны, и 0.97 мкм – с другой, что, исходя из приведенных выше экспериментальных фактов, автор считает неправильным. Из этих же соображений нецелесообразно использовать в аппаратах диоды с большим разбросом длин волн излучения, например 0.94–1.06 мкм.

Излучение с длиной волны около 1.56 мкм (лазер на Er-активированном волокне или полупроводниковые ла-

зеры) поглощается в воде более чем на порядок сильнее излучения с длиной волны 0.97 мкм при примерно одинаковом поглощении в крови, что оказывается важным для ряда применений.

Лазеры на Tm-активированном волокне могут генерировать излучение в диапазоне 1.9–2.1 мкм. Воздействие такого излучения на биоткани схоже с воздействием излучения с длиной волны 10.6 мкм, поскольку на этих длинах волн поглощение в мягких тканях определяется, в основном, поглощением в воде. В то же время, в отличие от последнего, излучение с длиной волны 1.9–2.1 мкм может передаваться по гибкому кварцевому волокну.

Излучение красного диапазона успешно применяется в фотодинамической терапии (см., напр., раздел по ФДТ в [7]).

Аппарат «Изумруд», в котором используется вторая гармоника лазера на ИАГ: Nd, позволяет работать с излучением в зеленой части спектра. Такое излучение находит широкое применение в офтальмологии и дерматологии, а также является наиболее эффективным, когда необходимо воздействовать на кровь.

В самом «коротковолновом» из отечественных аппаратов этого типа – «Амулете» – используется УФ излучение с длиной волны 0.26 мкм. Последнее оказывается весьма эффективным средством для лечения все более распространяющихся форм туберкулеза, стойких к медикаментозному лечению. Отметим, что по своим эксплуатационным параметрам (вес, габариты, мощность питания, удобство работы) «твердотельный» аппарат «Амулет» заметно превосходит аналоги на основе эксимерных лазеров, например аппарат «Мария», выпускаемый фирмой «Генесто лазер» (Эстония).

#### 4. Хирургия и силовая терапия с использованием современных лазерных аппаратов

Рассмотрим примеры эффективного использования описанной аппаратуры (самое полное представление о ее современных применениях можно составить по материалам конференций [7] и [8]).

Наиболее быстро новые аппараты начали использоваться в оториноларингологии (см., напр., [9]), где они оказались весьма эффективными, причем не только при хирургических операциях, но и в такого вида силовой лазерной терапии, как лазерная термопластика хрящей [10]. В основе этой методики лежит способность хрящевой ткани обратимо менять свою упругость при нагреве до температуры около 70 °С, что позволяет корректировать форму носовой перегородки, крыльев носа и ушных раковин. При осуществлении процедуры коррекции с помощью лазерного излучения через слизистую осуществляют нагрев хряща перегородки с фиксацией желаемой формы. После прекращения действия лазерного излучения по мере остывания хрящ перегородки восстанавливает свою упругость, и перегородка принимает новую форму. Эта процедура практически безболезненна и может проводиться в амбулаторных условиях, тогда как традиционная малопривлекательная и болезненная хирургическая операция требует последующей госпитализации. Более того, щадящее воздействие обеспечивает сохранение центров роста в хряще, что позволяет выполнять указанную процедуру детям.

Уже сообщалось [11], что с помощью полупроводни-

ковых и волоконных лазерных аппаратов удалось реализовать новый подход к лечению ЛОР-патологий с использованием симультанных (устранение нескольких – обычно до шести – патологий в ходе одного вмешательства) эндоскопических операций. Это стало возможным благодаря тому, что операции с применением лазерного излучения протекают бескровно и не сопровождаются большими отеками. Малая болезненность лазерного воздействия позволяет использовать минимальную анестезию. Благодаря эндоскопической технике и точному дозированию лазерного излучения операции выполняются малоинвазивно, и послеоперационные раны быстро заживают. Поскольку осуществляется одновременное лечение всех очагов инфекции в носоглотке, резко снижается вероятность рецидивов, а в послеоперационном периоде используется минимум лекарственных средств, как правило, не антибиотиков. Применение лазерной термопластики хрящей для коррекции формы носовой перегородки позволяет улучшить аэродинамику носа и вентиляцию пазух, что также повышает эффективность лечения.

Наиболее универсальным для ЛОР-применений оказался аппарат с двумя независимо регулируемыми по мощности рабочими излучениями на  $\lambda = 0.97$  и  $1.56$  мкм, выводимыми в одно рабочее волокно. Такой аппарат позволяет врачу в процессе операции в широких пределах менять характер воздействия на биоткани.

Все активнее используются в практике такие методы силовой лазерной терапии, как лазерная интерстициальная термотерапия (ЛИТТ) и фотодинамическая терапия (ФДТ). ЛИТТ – это метод подавления опухолей путем теплового воздействия на клетки, при котором цитотоксическое воздействие достигается за счет нагрева биоткани поглощаемым лазерным излучением. Классическая гипертермия злокачественных опухолей заключается в нагреве зоны опухоли до температуры  $42.5$ – $45$  °С, при которой раковые клетки погибают, а повреждение здоровых носит обратимый характер. При этом недопустим как перегрев – он приводит к гибели здоровых тканей, так и недогрев, который может вызвать рост опухоли и метастазирование. Использование лазерного излучения упрощает достижение требуемого результата. Излучение вводится внутрь опухоли по световоду, который оканчивается специальным наконечником (диффузором), рассеивающим мощность в окружающие ткани. Условия, губительные для раковых и переносимые для здоровых тканей, необходимо создавать только на границах опухоли, тогда как вблизи диффузора ткань может нагреваться и до более высокой температуры. Благодаря этому можно использовать ЛИТТ и для лечения доброкачественных опухолей, например миом матки [13]. Поскольку метод ЛИТТ требует объемного нагрева биоткани, при его реализации используется глубоко проникающее излучение (длины волн  $0.81$  и  $1.06$  мкм).

В методе ФДТ, первоначально разрабатывавшемся для лечения злокачественных новообразований, цитотоксическое действие происходит за счет воздействия на клетки опухоли синглетного кислорода, выделяемого при взаимодействии лазерного излучения с заранее введенным в биоткань сенсibilизатором. Эта методика в настоящее время успешно используется для лечения не только доброкачественных и злокачественных опухолей, но также ран и различных заболеваний кожи и ЛОР-органов. Наиболее перспективным для использования в

ФДТ представляется в настоящее время излучение с длиной волны  $0.66$ – $0.67$  мкм в сочетании с новыми фотосенсибилизаторами типа «Радохлорина» [7], менее токсичными по сравнению с аналогичными препаратами предыдущих поколений. С этим связано появление на рынке достаточно большого количества лазерных медицинских аппаратов, работающих именно в указанном диапазоне длин волн.

Практически при всех применениях лазеров в сочетании с современной эндоскопической техникой и пункционными методиками удается существенно уменьшить травматичность операционного вмешательства, сократить сроки лечения, снизить вероятность послеоперационных осложнений. Немаловажно для удобства работы то, что аппараты на основе полупроводниковых и волоконных лазеров хорошо встраиваются в стандартную эндоскопическую стойку, удобны при работе в рентген-операционных и с УЗИ-контролем.

Лазерные скальпели с длиной волны  $0.97$  мкм хорошо зарекомендовали себя при малоинвазивных лапароскопических операциях (удаление аппендикса, кист яичников) у детей [14]. Общее число прооперированных пациентов за четыре года превысило 500 человек. Эти аппараты используются также при эндоскопических операциях на желудочно-кишечном тракте и дыхательной системе. В условиях поликлиники или стационара одного дня с их помощью осуществляется лечение гинекологических [5] и проктологических [15, 16] заболеваний.

Аппараты на основе полупроводниковых и волоконных лазеров широко применяются и для лечения урологических заболеваний [17]. В частности, такой аппарат с лазером мощностью до 30 Вт на длине волны  $0.97$  мкм не только успешно использовался при операциях по поводу доброкачественной гиперплазии и поверхностного рака мочевого пузыря, но и достаточно эффективно разрушал камни в мочевом пузыре при контактном воздействии. Традиционно для литотрипсии используются специально для этого предназначенные дорогостоящие аппараты на основе импульсных твердотельных лазеров с ламповой накачкой. Возможность эффективного проведения процедуры литотрипсии без покупки дополнительного, к тому же крупногабаритного оборудования представляется весьма существенным аргументом в пользу хирургических аппаратов на основе полупроводниковых лазеров.

Практически в условиях дневного стационара с применением описываемых аппаратов проводится лечение заболеваний межпозвоночных дисков. Для этих операций также используется лазерное излучение с длинами волн  $0.97$  [18] и  $1.56$  мкм [19]. В [18] описан разработанный авторами метод пункционной поликанальной лазерной декомпрессии, осуществляемой с помощью излучения на длине волны  $0.97$  мкм. При этой методике диск под рентгеновским контролем пунктируется проводником диаметром  $0.5$  мм, после чего по проводнику вводится пункционная игла. Далее в иглу вводится световод и в течение  $1$ – $1.5$  мин осуществляется воздействие лазерным излучением мощностью около 3 Вт. Особенностью указанного метода является формирование нескольких каналов в диске через один прокол за счет использования специально изогнутых игл. Малая травматичность метода обусловлена использованием тонкого световода, по которому подается излучение (диаметр кварцевого волновода  $0.3$  мм).

При воздействии лазерного излучения на межпозвоночные диски отмечена стимуляция процесса регенерации хряща, которая улучшает результаты лечения.

Стимуляции процесса регенерации отмечена и при артроскопических операциях на суставах [20]. Такие операции выполняются малоинвазивно, без вскрытия суставной сумки, что уменьшает вероятность осложнений и сокращает время послеоперационного восстановления. Апробация в рамках клинических испытаний в ЦИТО им. Н.Н.Приорова (Москва) показала, что использование излучения с длинами волн 0.97 и 1.9 мкм позволяет оптимизировать воздействие и добиться требуемых результатов при существенно более низких уровнях мощности излучения, чем в случае излучения с длиной волны 1.06 мкм.

Высокая (до 30 Вт) мощность излучения с длиной волны 0.97 мкм на выходе тонкого рабочего световода (диаметр кварцевого волокна 0.4 мм) позволила эффективно использовать описываемые аппараты для лечения лазерной остеоперфорацией таких заболеваний, как остеомиелит, костный и костно-суставный панариций, синдром диабетической стопы [21–24]. В случае остеомиелита с помощью лазерного излучения, передаваемого по кварцевому световоду со специальным термостойким покрытием, контактным воздействием через кожу и мышцы в костной ткани (в зоне воспаления) перфорируют отверстие. Затем, не извлекая световод, осуществляют термотерапию (прогрев) костномозгового канала на пониженной мощности. В зоне патологии делается около десяти таких перфораций, никаких дополнительных разрезов, дренирования мягких тканей и костно-мозгового канала не производится. При используемых режимах воздействия лазерным излучением глубокие термические поражения мягких тканей и костей отсутствуют. Динамические бактериологические исследования выявили быструю санацию гнойного очага и снижение числа высеваемых микроорганизмов до уровня ниже критического. У всех больных в результате проведенного лечения отмечен быстрый и стойкий положительный эффект. При хроническом остеомиелите более чем в 90 % случаев получена стойкая ремиссия, не отмечено ни рецидивов заболевания, ни обострения процесса. Использование лазерной остеоперфорации при лечении костного и костно-суставного панариция и синдрома диабетической стопы дает аналогичные результаты.

В настоящее время можно говорить, что описываемые аппараты вошли в клиническую практику лазерной реваскуляризации миокарда при лечении ишемической болезни сердца. До сих пор для этой операции наиболее широко применяются CO<sub>2</sub>-лазеры. Однако их использование создает ряд проблем. Прежде всего, им в полной мере свойственны упомянутые ранее недостатки, характерные для традиционных крупногабаритных хирургических лазеров. Невозможность использования для транспортировки излучения оптического волокна приводит к необходимости работы в импульсном режиме. Импульсное воздействие на сердце, в свою очередь, должно быть синхронизовано с работой сердца, а это ведет к дополнительному усложнению аппаратуры. Для успешного осуществления реваскуляризации требуется достаточно быстрое (за время ~ 1 с) формирование в миокарде канала с минимальными термическими повреждениями стенок. Это возможно при контактной работе со световодом, по которому подается непрерывное или импульсно-пе-

риодическое излучение. Подобные операции вначале проводились с использованием полупроводникового лазера с длиной волны 0.81 мкм [25]. Но, как отмечено выше, эта длина волны не является оптимальной для хирургического воздействия из-за недостаточного поглощения в биотканях. Использование для формирования каналов излучения полупроводникового лазера с длиной волны 0.97 мкм [26] позволило сформировать канал с минимальным термическим поражением стенок, при зарастании которого, как и в случае использования CO<sub>2</sub>-лазеров, происходит процесс образования новых сосудов, прорастающих в окружающую мышечную ткань. В докладе Л.А.Бокерии с сотр. на семинаре, проходившем на выставке ЛИК-2005 (Москва), сообщалось, что в НКЦ сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н.Бакулева с использованием полупроводникового лазера с  $\lambda = 0.97$  мкм выполнено 54 реваскуляризации миокарда. Отмечено, что в зонах миокарда с жировыми отложениями излучение с такой длиной волны эффективнее излучения с  $\lambda = 10.6$  мкм.

Вместе с тем, по мнению многих врачей, предпочтительнее было бы не зарастание лазерных каналов в миокарде, пусть даже с прорастанием новых сосудов в мышечную ткань, а трансформация самих лазерных каналов в сосуды. Такой результат был получен в работе [27] при использовании для реваскуляризации излучения волоконного лазера с длиной волны 1.56 мкм. В экспериментах на собаках гистогаммы срезов лазерных каналов, сделанные через 34 и 48 суток, показали сохранение просвета лазерных каналов и эндотелизацию их стенок, т.е. формирование новых сосудов. На февраль 2005 г. в Новосибирском НИИ патологии кровообращения им. Е.Н.Мешалкина было проведено уже 116 реваскуляризий миокарда с использованием волоконного лазера на  $\lambda = 1.56$  мкм. Как правило, подобные операции сочетаются с аортокоронарным шунтированием.

Приведенные результаты позволяют заключить, что полупроводниковые и волоконные лазерные скальпели в ближайшем будущем пополнят арсенал кардиохирургов.

Аппараты на основе полупроводниковых лазеров с волоконным выводом излучения оказались наиболее адекватным инструментом для проведения стереотаксических операций на головном мозге [28] и лечения непроходимости носослезного канала [29].

Отечественные аппараты на основе лазеров с длиной волны излучения 0.97 мкм используются и в амбулаторной стоматологической практике. С их помощью успешно осуществляется лечение заболеваний мягких тканей ротовой полости, например эпюлиса [30]. Используя контактное воздействие лазерным излучением, можно осуществлять стерилизацию корневого канала и выпаривание гранулем, а с помощью коллимирующей насадки и специальных гелей – отбеливать зубы [31].

Серьезные преимущества выявлены при использовании современных лазерных аппаратов для лечения такого весьма распространенного заболевания, как варикозная болезнь вен. Традиционное лечение осуществляется путем флебэктомии (удаления) расширенной большой подкожной вены (БПВ). Однако такая операция нередко сопровождается повреждением подкожных нервов и лимфатических коллекторов, длительным и болезненным для пациента послеоперационным течением. Альтернативой является использование методов химической и термической терапии, обеспечивающих эндовазальную

облитерацию БПВ. Из термических методов наиболее перспективным с точки зрения результатов лечения, ощущений пациента и переноса процесса в амбулаторные условия является эндовазальная лазерная коагуляция (Endo Venous Laser Treatment), или EVLT (см., напр., [32]). При этом методе в вену вводится рабочий световод, после чего включается лазерное излучение и световод медленно вытягивается из вены с одновременной ее внутренней коагуляцией. В результате сразу после операции наблюдается спазм ствола БПВ и ее крупных притоков такой выраженности, что отличить их от окружающих тканей не представляется возможным. Отсутствие болевого синдрома, прекрасный косметический результат, а также быстрая социальная реабилитация являются несомненными достоинствами этого метода. Наиболее эффективным для осуществления EVLT по критерию цена/качество на сегодняшний момент признано излучение с длиной волны в области 0.94–0.98 мкм.

Благодаря хорошему поглощению в крови такое излучение эффективно используется в дерматокосметологии для лечения сосудистых патологий – гемангиом, сосудистых «звездочек», удаления всевозможных новообразований кожи (см., напр., [6]).

За последние годы широкое распространение в косметологической практике получили абляционные методы лазерного «омоложения» кожи – лазерная дермабразия. Их суть заключается в том, что лазерным излучением, хорошо поглощаемым кожей (длины волн 2.9 и 10.6 мкм), с нее снимается тонкий поверхностный слой. При заживлении послеоперационной поверхности наблюдается обновление текстуры кожи и исчезновение морщин. Однако наличие большой раневой поверхности создает проблемы с предохранением от инфекции в период заживления, а кроме того, в результате такого грубого вмешательства через некоторое время, как правило, состояние и внешний вид кожи становятся хуже, чем до операции. Все это стимулировало постоянные поиски неабляционных, более щадящих и эффективных лазерных методов, и они были найдены [33].

Суть нового механизма воздействия заключается в том, что лазерное излучение, поглощаемое в верхних слоях кожи без повреждения сосудов, термически провоцирует асептическое воспаление, в результате которого начинается перестройка тканей, ведущая к восстановлению эластичности кожи и исчезновению морщин. В этом случае отпадает необходимость «выпадения» пациента из привычного жизненного ритма на время заживления раневой поверхности.

Этот подход развили американские ученые, предложившие использовать для омоложения кожи лазерный метод фракционного фототермолиза [34], при котором вместо сплошного облучения обрабатываемого участка кожи осуществляется лазерное воздействие на регулярно расположенные точки. Исследования показали, что этого оказывается достаточно, чтобы запустить желаемый процесс. В аппарате, разработанном компанией Reliant Technologies Inc. для осуществления данного метода, используется волоконный лазер с длиной волны излучения 1.56 мкм. Таким образом, в связи с появлением новой щадящей и более эффективной по результатам методики, к тому же не требующей госпитализации, можно ожидать бума в этом сегменте лазерной косметологии.

Офтальмология была одной из первых областей медицины, в которой успешно использовалось лазерное из-

лучение. Этот деликатный инструмент прекрасно подходит для хирургических вмешательств при заболеваниях глаза – как при работе через прозрачные ткани глаза без их повреждения (приваривание отслоившейся сетчатки), так и при коагуляции и перфорации его тканей. Лазерные аппараты превосходно сочетаются с традиционным инструментом офтальмолога – целевой лампой. Появление портативных, недорогих и простых в обслуживании аппаратов на основе диодных лазеров при наличии отработанных методов хирургического лечения заболеваний глаза (напр., [35]) создало предпосылки для активного практического использования этих методов.

В последние годы во всем мире широко распространение получили кератоабляционные операции, обеспечивающие коррекцию рефракционных дефектов зрения. Сутью различных разновидностей этого метода является изменение профиля роговицы путем удаления части ее с помощью УФ излучения эксимерного лазера, за счет чего управляемо меняются оптические свойства роговицы и происходит коррекция дефектов зрения. Однако существует риск возникновения ряда послеоперационных осложнений (см., напр., [36]), тем более опасных, что воздействие на роговицу происходит непосредственно перед зрачком.

Более щадящим методом является рефракционная лазерная термокератопластика [37]. В этом случае на роговицу глаза над радужной оболочкой наносятся точки лазерной коагуляции, создающие в роговице внутренние напряжения. В результате меняется кривизна участка роговицы над зрачком. Необходимо ограничить глубину воздействия на ткани глаза – она не должна превышать 1 мм, что предопределило выбор излучения с длинами волн 1.54 мкм (установка «ЛИК-100» на стекле, активированном Er) и 2.12 мкм («Око-1» на ИАГ: Ho). Использование твердотельных лазеров с ламповой накачкой обусловило импульсный режим работы с малой (менее 1 мс) длительностью импульсов. Однако в этом режиме сложно обеспечить достаточное воздействие на роговицу без ее поверхностной эрозии.

Аппараты на основе волоконных лазеров позволяют осуществлять работу в непрерывном режиме, обеспечивающем мягкое воздействие (без эрозии). Кроме того, в дополнение к лазерным аппликациям, создающим требуемые напряжения, возможно «уплощение» роговицы при ее мягком лазерном нагреве – подобно тому, как это делается при коррекции формы хрящей методом лазерной термопластики. Проведенные *in vivo* исследования на глазах кроликов [38] показали возможность уменьшения степени миопической рефракции глаза. Таким образом, волоконные аппараты позволят реализовать более щадящую по сравнению с абляционной лазерной кератопластикой методику коррекции рефрактивных дефектов зрения.

## 5. Заключение

Появление полупроводниковых лазеров и лазеров с полупроводниковой накачкой привело к качественному улучшению характеристик лазерных аппаратов для хирургии и силовой терапии и к расширению возможностей их использования. Указанные лазеры работают в различных областях видимого и ближнего ИК диапазона, их подбор позволяет оптимизировать характер воздействия на биоткани при минимизации нежелательного влияния

на окружающие органы. Медицинские аппараты, созданные на их основе, портативны, надежны, недороги и просты в эксплуатации, не требуют постоянного инженерно-технического обеспечения. Появление таких аппаратов создало условия для внедрения лазерной техники для хирургии и силовой терапии в здравоохранение. Использование методик, основанных на применении подобных аппаратов, позволяет осуществлять лечение многих заболеваний, ранее требовавших госпитализации, в поликлинике или дневном стационаре. При этом уменьшение числа осложнений и рецидивов, а также болевых ощущений пациента сочетается с сокращением сроков лечения, а также повышением его качества.

1. Минаев В.П. В сб. *Использование лазеров для диагностики и лечения заболеваний* (М.: Лазерная ассоциация, 2001, т. 3, с. 53–60).
2. Kou L., Labrie D., Chylek P. *Appl. Opt.*, **32**, 3531 (1993).
3. Yaroslavsky A.N. et al. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **2678**, 314 (1996).
4. Cecchetti W. et al. *SPIE of BIOS Europe'96. The Biomedical Optics Week* (Vien, 1996).
5. Минкевич К.В., Проценко Н.Е. *Применение диодного лазера в гинекологии. Практическое руководство*. (С.-Пб.: Изд-во Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова, 2001).
6. Гельфонд М.Л. и др. *Применение полупроводниковых лазеров в дерматологии и косметологии. Пособие для врачей* (С.-Пб.: Изд-во Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова, 2004).
7. *Лазерная медицина*, **8**, № 3 (2004).
8. *Ученые записки Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова*, **XI**, № 4 (2004).
9. Гарашенко Т.И., Богомилский М.Р., Минаев В.П. *Лечение ЛОР-заболеваний с использованием лазерных скальпелей. Пособие для врачей* (Тверь: ООО «Губернская медицина», 2000).
10. Bagratashvili V.N. et al. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **3914**, 102 (2000); В.Н.Баграташвили и др. В сб. *Использование лазеров для диагностики и лечения заболеваний* (М.: Лазерная ассоциация, 2001, т. 3, с. 114).
11. Агеева С.А., Минаев В.П. *Национальный медицинский каталог* (М.: Издательская группа «БДЦ-пресс», 2003, вып. 1, с. 62).
12. Овчинников Ю.М. и др. *Ученые записки Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова*, **XI** (4), 24 (2004).
13. Charpen R. *Proc. Int. Workshop Semiconductor and Solid State Lasers in Medicine* (St.Petersburg, Russia, 1997, pp 26–31).
14. Рошаль Л.М., Брянцев А.В., Минаев В.П. *Национальный медицинский каталог* (М.: Издательская группа «БДЦ-пресс», 2003, вып. 2, с. 207–209).
15. Васильев С.В., Седнев А.В., Проценко Н.Е. *Пособие для врачей* (С.-Пб.: Изд-во Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова, 2004).
16. Васильев С.В. и др. *Ученые записки Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова*, **XI** (4), 19 (2004).
17. Аль-Шукри С.Х. и др. *Ученые записки Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова*, **XI** (4), 18 (2004).
18. Сандлер Б.И. и др. *Перспективы лечения дискогенных компрессионных форм пояснично-крестцовых радикулитов с помощью пункционных неэндоскопических лазерных операций* (Владивосток: Дальнаука, 2004).
19. Sobol E.N. et al. *Proc. XII World Congress of Neurosurgery* (Sydney, Australia, 2001, p. 140).
20. Иванников С.В. *Бизнес-бюллетень. Сер. Медицина*, № 6, 4 (2003).
21. Привалов В.А., Лаппа А.В. *Лазер-Информ*, № 8, 11 (2003).
22. Крочек И.В., Привалов В.М. *Ученые записки Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова*, **XI** (4), 23 (2004).
23. Полтавский А.Н., Крочек И.В., Привалов В.А. *Ученые записки Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова*, **XI** (4), 28 (2004).
24. Крендаль А.Ю. *Ученые записки Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова*, **XI** (4), 22 (2004).
25. Евдокимов С.В. и др. В сб. *Научные работы сотрудников Челябинского государственного института лазерной хирургии* (Челябинск, 1999, вып. 2, с. 80).
26. Шипулин В.М. и др. *Лазерная медицина*, **9** (3), 55 (2005).
27. Ларнонов П.М. и др. *Медицинская консультация*, № 4, 2 (2004).
28. Сорвиллов В.П. и др. *Лазерная медицина*, **8** (3), 44 (2004).
29. Астахов Ю.С., Рябова М.А., Кузнецова Н.Ю. *Ученые записки Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова*, **XI** (4), 34 (2004).
30. Григорьянц Л.А., Каспаров А.С. *Ученые записки Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П.Павлова*, **XI** (4), 21 (2004).
31. Удовенко А.В., Плиса И.А. *Дентальные технологии (Харьков)*, № 3–4, 59 (2003).
32. Богачев В.Ю. и др. *Ангиология и сосудистая хирургия*, № 1, 93 (2004).
33. Калайджян К.И. *Эстетическая медицина* (презентационный номер), 2 (2001).
34. *Physicians Guide Understanding Fraxel® Laser Treatment* (San Diego, CA: Reliant Technologies Inc., 2004).
35. Бойко Э.В., Шишкин М.М., Березин Ю.Д., *Диодный лазер в офтальмологической операционной. Пособие для врачей* (С.-Пб: Военно-медицинская академия, 2000).
36. Аветисов С.Э. *Рефракционная хирургия и офтальмология*, **2** (3), 33 (2003).
37. Антонова Е.Г., Мушкова И.А. *Тезисы докл. 7-го Съезда офтальмологов России* (М., 2000, с. 230–231).
38. Большунов А.В. и др. *Лазерная медицина*, **8** (4), 32 (2004).