

# ПРОЕКТ ЛАЗЕРА СРЕДНЕГО ИК ДИАПАЗОНА ДЛЯ ПРЕЦИЗИОННОЙ ХИРУРГИИ

*А. Ф. Корнев, А. С. Наривончик, А. Л. Павлова, В. А. Серебряков*

АО «ГОИ им. С. И. Вавилова», г. Санкт-Петербург

## Введение

Лазеры, благодаря их способности фокусировать излучение в пятно малого размера на длине волны селективно поглощаемой тканью, имеют огромный потенциал для создания прецизионных хирургических абляционных методик, целью которых является разрез или удаление микрослоев с сохранением окружающих тканей.

Хирургические лазеры УФ, видимого и ближнего ИК диапазонов спектра широко используются для лечения различных заболеваний в офтальмологии, дерматологии, отоларингологии, гинекологии и др. Однако из-за сопровождающих лазерное воздействие коллатеральных термо- и механических повреждений биоткани, их редко используют в более тонких операциях нейро- и офтальмохирургии, ангиопластике [1, 2].

Для абляции мягких и твердых тканей наиболее привлекательным является средний ИК диапазон. Высокое поглощение излучения хромофорами ткани (вода, белок) и, соответственно, субмикронная глубина проникновения излучения, ведут к прецизионной абляции, а возбуждение в полосы колебательных переходов позволяет модифицировать структуру биоткани, влияя тем самым на селективность абляции [3].

Так, лазерное облучение на длинах волн  $\lambda = 6,1$  мкм (резонансная полоса поглощения Амид I белка и изгибной моды воды) и на  $\lambda = 6,45$  мкм (резонансная полоса поглощения Амид II белка) вызывает конформационные изменения (ослабление) белковой матрицы, повышая эффективность абляции и снижая коллатеральные термopовреждения до  $4\div 7$  мкм [4]. К примеру, в отличие от коагуляционных изменений раневой поверхности, наблюдаемых в традиционной лазерной нейрохирургии, при использовании 6 мкм облучения клетки головного мозга, смежные с зоной абляции, не теряют четко выраженную ядерную морфологию.

Резонансная полоса поглощения Амид III белка ( $\lambda \sim 8$  мкм) позволяет селективно удалять злокачественные новообразования (определенные злокачественные опухоли поглощают это излучение намного сильнее, чем нормальная ткань, к которой они примыкают).

И, наконец, следует отметить, что рядом с ИК полосой поглощения белков, на  $\lambda = 5,75$  мкм, находится селективная полоса поглощения холестеринных эфиров атеросклеротических бляшек, отсутствующая у стенок сосудов. Это позволяет рассматривать лазерную ангиопластику на  $\lambda = 5,75$  мкм как перспективное направление в решении проблемы удаления атеросклеротических бляшек из люминальных стенок артерий [5].

Предметом нашего исследования являлась разработка лазера с плавной перестройкой длины волны излучения в диапазоне  $6,1\div 6,45$  мкм при энергии излучения не ниже 10 мДж на частоте следования импульсов  $100\div 500$  Гц; для ангиопластики, длина волны излучения  $\lambda = 5,75$  мкм, рассматривается повышение частоты следования импульсов до 1000 Гц при энергии импульса  $\leq 1$  мДж.

## Лазер для прецизионной хирургии в среднем ИК диапазоне

Наиболее перспективное направление построения импульсных перестраиваемых лазеров среднего ИК диапазона основано на параметрическом преобразовании частоты излучения твердотельных лазеров. Создание эффективного параметрического преобразователя для выбранного диа-

пазона спектра обусловлено наличием нелинейной среды, в которой осуществляется преобразование частоты, и источника накачки для нее с определенным набором параметров излучения.

Лазерам 6÷8 мкм диапазона уделено сравнительно мало внимания, по сравнению, например, с 3÷5 мкм лазерами, что связано с сильным поглощением излучения, в том числе и в атмосфере, молекулами воды. Из довольно большой группы ИК нелинейных кристаллов (AgGaSe, AgGaS, GaSe и др.) по совокупности нелинейно-оптических и теплофизических свойств только кристалл ZnGeP<sub>2</sub> (ZGP) может быть реально использован для создания мощного и эффективного источника перестраиваемого излучения в диапазоне 6÷8 мкм. Кристалл ZGP обладает высоким значением тензора нелинейной восприимчивости ( $d_{36} = 75$  пм/В), достаточно высоким порогом разрушения  $\sim 30$  МВт/см<sup>2</sup> ( $\sim 1$  Дж/см<sup>2</sup>) и термо-оптическими характеристиками, подходящими для преобразования излучения с высокой средней мощностью (теплопроводность 18 Вт/м·К,  $\partial n/\partial T = 1,5 \cdot 10^{-4}$  К<sup>-1</sup>).

В кристалле ZGP при полосе прозрачности до 12 мкм наблюдается резкий рост поглощения при уменьшении длины волны ниже 2 мкм, что накладывает определенные ограничения на источник накачки. Так, «коротковолновые» 2 мкм лазеры накачки позволяют создавать ПГС с наиболее широкополосной перестройкой длины волны излучения. Для них в кристалле ZGP реализуется фазовый синхронизм как I, так и II типа. При этом II тип фазового синхронизма, осуществляя генерацию с узким спектром излучения, более предпочтителен для ПГС. В то же время для параметрического усилителя более предпочтителен кристалл I типа синхронизма, преобразующий излучение во всем диапазоне прозрачности ZGP, используя всего один нелинейный элемент.

Для накачки ПГС ZGP в диапазон 6–8 мкм используют два основных принципа построения 2 мкм источника:

1. Параметрическое двухступенчатое преобразование излучения Nd:YAG лазера. Для эффективной параметрической генерации в диапазоне 6÷8 мкм, длина волны источника накачки ПГС должна лежать в области т.н. «вырожденного» режима ( $\lambda = 3\div 4$  мкм). Однако в этом диапазоне нет коммерчески доступных лазеров. Поэтому в рассматриваемой схеме первый каскад преобразования (ПГС на кристаллах сегнетоэлектриков: KTP, KTA или PPLN) генерирует излучение на длине волны 2,128 мкм [9], а второй каскад (ПГС на кристалле ZGP) 6÷8 мкм излучение [10]. Основным недостатком такого подхода связан с трудностью получения в частотном режиме высокого качества параметрического излучения, необходимого для накачки ПГС ZGP (термооптика  $\partial n/\partial T$  сегнетоэлектриков почти на порядок хуже, чем у кристалла Ho:YLF, рассматриваемого ниже). Ну и конечно, также отсутствие коммерчески доступных высокояркостных Nd:YAG лазеров со средней мощностью не менее 100 Вт на частотах повторения импульсов 100–1000 Гц.

2. Использование импульсно-периодического гольмиевого (Ho) лазера, генерирующего в диапазоне 2,05÷2,09 мкм, накачиваемого, в свою очередь, лазерами, излучающими в диапазоне 1,9÷1,94 мкм. Именно по такой схеме при накачке импульсами Ho:YLF лазера с энергией 110 мДж получена генерация излучения в ПГС ZGP на  $\lambda = 3,4$  мкм с энергией в импульсе 33 мДж (100 Гц) и 20 мДж (500 Гц) при суммарном оптическом КПД от волоконного тулиевого (Tm) лазера  $\sim 5,5$  % [11]. Аналогичная схема применена и для хирургического лазера с ПГС ZGP на  $\lambda = 6,45$  мкм (5 мДж, 200 Гц) [12]. Но лазеры позволяют осуществлять генерацию с энергией, достаточной для эффективной накачки ZGP в широком диапазоне частоты следования импульсов при высоком качестве пучка, необходимого и для минимизации потерь в гибком ИК волноводе [13].

### Импульсно-периодический 2 мкм Ho:YLF лазер

Выбор кристаллов Ho:YLF в качестве активной среды 2 мкм лазера определяется выгодным сочетанием большого времени жизни верхнего лазерного уровня ( $\sim 14\div 15$  мс), низкой плотности энергии насыщения ( $\sim 4$  Дж/см<sup>2</sup>), малого стоксова сдвига и хороших термооптических свойств (высокая теплопроводность при низком отрицательном  $\partial n/\partial T$ ). Основным недостатком по сравнению с Ho:YAG является относительно низкий предел термостойкости, что не мешает, однако, получать высокие пиковую и среднюю мощности при качестве пучка близком к дифракционному.

Нашей задачей была разработка Ho:YLF лазера с энергией  $\geq 50-100$  мДж на частоте повторения от единиц Гц до килогерца для накачки ПГС ZGP.

Ho:YLF лазер был построен по схеме задающий генератор-усилитель, представленной на рис. 1 [8].

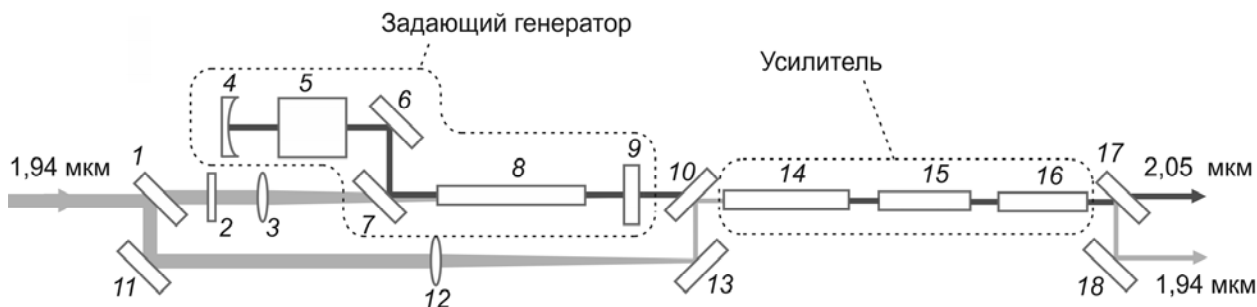


Рис. 1. Схема Ho:YLF лазера: 1 – поляризационный светоделитель; 2 – пластинка  $\lambda/2$ ; 3, 12 – фокусирующие линзы; 4 – «глухое» зеркало резонатора; 5 – АОМ; 6, 11, 13, 18 – зеркала 45°; 7, 10, 17 – дихроичные зеркала; 8, 14, 15, 16 – Ho:YLF активные элементы; 9 – выходное зеркало резонатора

В качестве источника накачки использовался непрерывный тулиевый воконный лазер TLR-150 (IPG Photonics) с максимальной выходной мощностью  $\sim 150$  Вт на длине волны 1,94 мкм (диаметр пучка на выходе коллиматора TLR-150 составлял 4,9 мм при расхождении 3,6 мрад). Задающий генератор (ЗГ) Ho:YLF лазера работал в режиме модуляции добротности, который осуществлялся с помощью кварцевого акустооптического модулятора (АОМ, MZ-321M, ОАО «НИИ «Полус» им. М. Ф. Стельмаха»). Эффективность АОМ  $\approx 40\%$  при диаметре луча  $\leq 1$  мм.

Диаметр пучка накачки критичен для параметров Ho-лазера. Так, расхождение, близкая к дифракционной, реализуется при накачке узким пучком для подавления поперечных мод высокого порядка. Однако для Ho:YAG лазера, например, слишком маленький диаметр каустики резонатора ведет к низкому качеству излучения и потерям из-за термо-наведенного двулучепреломления в Ho-кристалле. С другой стороны, увеличение диаметра пучка (уменьшение интенсивности накачки) снижает эффективность конверсии из-за трехуровневой природы лазерного перехода. В отличие от Ho:YAG, в Ho:YLF лазере минимальный диаметр каустики ограничивается только лучевой прочностью кристалла Ho:YLF. Для оптимизации лучевой нагрузки на внутрирезонаторные элементы, не превышающей 50 % от лучевой прочности кристаллов Ho:YLF ( $> 15$  Дж/см<sup>2</sup>), радиус кривизны «глухого» зеркала резонатора составлял 500 мм при диаметре каустики резонатора и, соответственно, накачки  $\sim 0,9$  мм. Длина кристалла Ho:YLF 50 мм (концентрация ионов Ho<sup>3+</sup> 0,3 %), коэффициент отражения выходного зеркала  $\sim 30\%$ . Усилитель Ho лазера состоял из трех последовательно установленных кристаллов Ho:YLF длиной 70 мм, 50 мм и 50 мм (концентрация гольмия 0,3 %, 0,5 % и 0,3 %, соответственно).

На выходе ЗГ в моноимпульсном режиме ( $\lambda = 2051$  нм) при мощности накачки 30 Вт получено 13 мДж (100 Гц) или 8 мДж (1000 Гц) (рис. 2), что соответствует оптической эффективности  $\sim 25\%$ ; расхождение  $M^2 \sim 1,3$ .

На выходе Ho:YLF лазера при накачке усилителя  $\sim 70$  Вт и энергии ЗГ  $\sim 8$  мДж, (пунктирная линия на Рис. 2) была получена энергия 80 мДж (ограничивается лучевой прочностью кристалла Ho:YLF) на частоте повторения импульсов 100 Гц и до 50 мДж при накачке усилителя  $\sim 120$  Вт на частоте повторения 1000 Гц. Длительность импульсов составляла  $\sim 20$  нс. Качество выходного пучка Ho:YLF лазера близко к дифракционному пределу ( $M^2 \approx 1,5$ ) и слабо зависело от частоты повторения импульсов. Эффективность съема энергии в усилителе на максимальной накачке достигала  $\sim 45\%$  при оптическом КПД лазера  $\sim 11\%$  на частоте 100 Гц и  $\sim 30\%$  на частоте 1000 Гц (сравнимо с [12] и [11], соответственно).

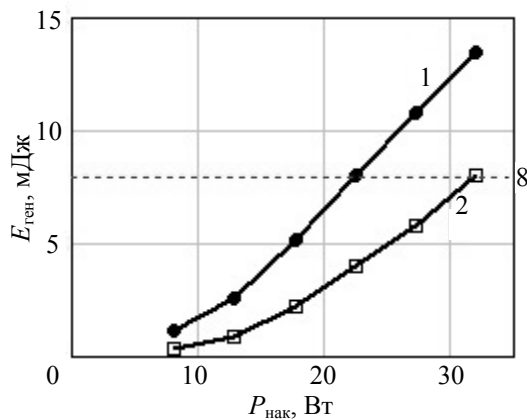


Рис. 2. Зависимость энергии 3Г Ho:YLF лазера от мощности накачки (1 – 100 Гц, 2 – 1000 Гц). Пунктирная линия показывает энергию 3Г, идущую на вход ПУ

### Параметрический преобразователь на кристаллах ZGP

Необходимая для эффективной абляции биоткани высокая плотность энергии параметрического излучения ( $\sim 3\div 5$  Дж/см<sup>2</sup> на объекте) может быть реализована различными методами, большинство из которых апробировано при разработке параметрических лазеров 3–5 мкм диапазона. К ним относится, во-первых, генерация мощного излучения линейными или кольцевыми ПГС. В схеме линейного ПГС достигнута суммарная средняя мощность параметрического излучения в диапазоне 3–5 мкм  $\sim 27$  Вт с  $M^2 = 4$  и эффективностью конверсии 62 % на частоте 35 кГц [14]. Однако, снижение частоты следования импульсов, при сохранении средней мощности излучения, ведет к ухудшению качества пучка за счет неизбежного увеличения размера каустики (ограничение по лучевой прочности кристалла ZGP) и, соответственно, роста числа Френеля резонатора ПГС. С другой стороны, кольцевые схемы ПГС, включая планарную V-образную [15] и непланарные RISTRA [12] и FIRE [16], позволяют получить в 6 мкм диапазоне среднюю мощность до 1 Вт ( $\sim 5$  мДж в импульсе) на частотах 100–200 Гц при высоком качестве пучка ( $M^2 \sim 2,5$ ). Дальнейшее увеличение энергии импульсов и средней мощности также ограничено лучевой прочностью и термолинзой в кристалле ZGP.

Необходимые для хирургического ИК лазера существенно более высокие параметры излучения могут быть реализованы в схеме ПГС-ПУ ZGP (маломощный ПГС с расходимостью излучения близкой к дифракционной и ПУ, работающий при пиковой плотности энергии накачки, не превышающей 30 % лучевой прочности кристалла ZGP) [7, 11].

Для получения расходимости ПГС, близкой к дифракционной, накачка, как и в 3Г Ho-лазера, осуществляется узким пучком для подавления мод высокого порядка. Однако качество пучка ухудшается по мере увеличения средней мощности ПГС, что связано с ростом термолинзы в кристалле ZGP при увеличении мощности накачки, которая приводит к уменьшению модового размера сигнала по отношению к модовому размеру накачки. Модовая расстройка, в свою очередь, ведет к усилению мод высших порядков, снижающих качество пучка [7]. Поэтому для получения дифракционного сигнала целесообразно использование низкоэнергетического ПГС.

В эксперименте мы использовали двухрезонаторный ПГС ZGP с расходимостью близкой к дифракционной, накачиваемый Ho:YLF лазером (рис. 1) (плотность энергии накачки при энергии накачки Ho:YLF лазера (плотность энергии на кристалле ZGP  $\sim 0,4$  Дж/см<sup>2</sup>, диаметр пучка  $\sim 1,2$  мм, длина резонатора  $\sim 70$  мм, кристалл ZGP 5×7×12 мм). Суммарная энергия на выходе ПГС холостой и сигнальной волн составляла порядка 1,4 мДж в диапазоне перестройки 3–6 мкм при эффективности преобразования около 30 %.

Для проведения модельных экспериментов с целью получения максимальных энергий параметрического преобразования выход ПГС был увеличен до 6 мДж за счет его перевода в многомодовый режим (диаметр пучка накачки 4 мм), рис. 3.

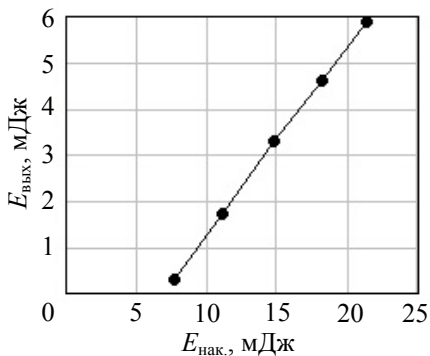


Рис. 3. Зависимость энергии ПГС ZGP от энергии накачки

В прецизионной хирургии качество излучения играет не менее важную роль, чем интенсивность излучения. Для получения высокого качества мощного перестраиваемого параметрического излучения сигнальная или холостая волна низкоэнергетического ПГС с расходимостью близкой к дифракционной используется в качестве «затравки» на входе в параметрический усилитель (ПУ). При этом большой диаметр пучка накачки, для получения большой выходной энергии параметрического сигнала, не вызывает резкого снижения качества луча. Схема модельного эксперимента по исследованию эффективности параметрического усиления на кристаллах ZGP при высокой мощности 2 мкм излучения накачки представлена на рис. 4.

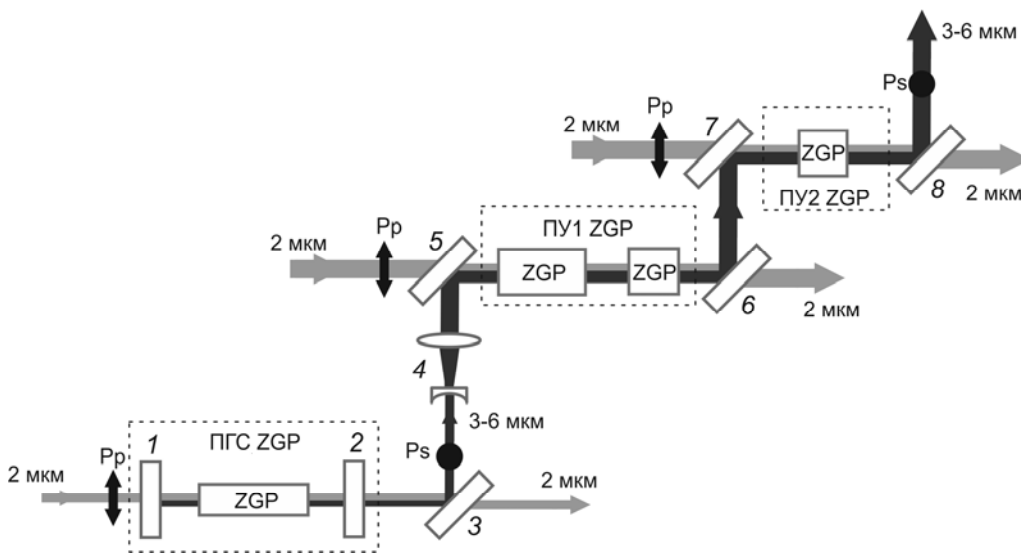


Рис. 4. Схема эксперимента по параметрической генерации в кристаллах ZGP: 1 и 2 – зеркала резонатора ПГС ZGP; 3, 5, 6, 7, 8 – дихроичные зеркала; 4 – согласующий телескоп; Pp и Ps – p и s поляризации луча

В качестве источника накачки ПУ ZGP использовался нелинейный преобразователь излучения Nd:YAG лазера на кристалле КТП (суммарная энергия импульса до 250 мДж, частота повторения 100 Гц, диаметр пучка 6 мм, расходимость излучения близка к дифракционной).

Часть мощного пучка 2 мкм излучения (~130 мДж) дихроичным зеркалом совмещалась с сигнальной и холостой волнами ПГС и поступала на вход параметрического усилителя ПУ1 на двух кристаллах ZGP размером 12×8×15 и 13×11×7 мм (энергия ПГС ZGP ≈ 6 мДж, диаметр пучка ≈ 7,5 мм). Необходимым условием эффективного усиления является пространственное и временное совмещение волн накачки и сигнала в объеме кристалла ZGP. Телескоп (4) (рис. 4) совмещал пространственные распределения пучков на входе ПУ1. Другая часть мощного пучка накачки (~120 мДж)

и излучение с выхода ПУ1 поступали на вход усилителя ПУ2 (кристалл ZGP размером 13×11×7 мм). Временное совпадение импульсов накачки и ПГС достигалось введением в тракт накачки оптических линий задержки, одновременно выполняющих функцию переноса изображения на вход ПУ1 и ПУ2 прямоугольного распределения интенсивности накачки (на рис. 4 не показаны).

Нами был проведен эксперимент по параметрическому усилению дифракционно ограниченных пучков в широком диапазоне отношений сигнала ПГС к накачке с низкой энергией ПГС. Измерения проводились в ПУ1 пределах ограничивающей апертуры  $\varnothing 3$  мм, внутри которой пучки накачки и ПГС обладали достаточно равномерным распределением интенсивности. Пучок накачки был пространственно отфильтрован (падение интенсивности накачки от центра апертуры к ее краю не превышало 20 %).

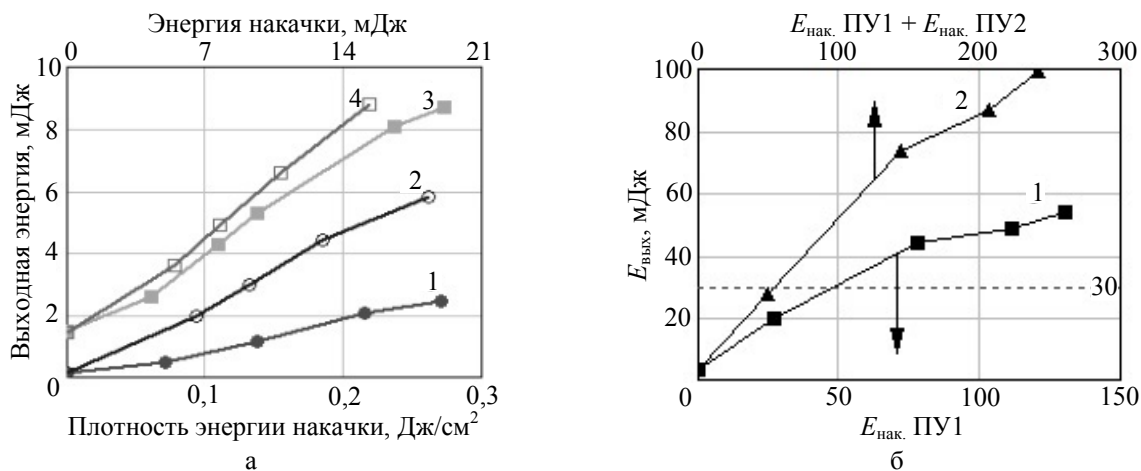


Рис. 5. (а) Зависимость эффективности преобразования ПУ с одним и двумя кристаллами ZGP от плотности энергии накачки для двух энергий сигнала ПГС (частота 100 Гц): 1 – один кристалл, энергия входного сигнала 0,14 мДж; 2 – два кристалла, 0,14 мДж; 3 – один кристалл (1,4 мДж); 4 – два кристалла (1,4 мДж); (б) зависимость выходной энергии одно- и двухкаскадного ПУ от энергии накачки, кривые (1) и (2), соответственно. Энергия ПГС ZGP  $\approx 6$  мДж

Так, при усилении двухкристалльным ПУ1 сигнала ПГС с энергией импульса  $\sim 0,14$  мДж эффективность параметрического преобразования более 30 % обеспечивалась в пределах изменения средней плотности энергии накачки от 0,1 до 0,3 Дж/см<sup>2</sup> (безопасный уровень лучевой нагрузки для кристаллов ZGP), рис. 5,а. При увеличении на порядок сигнала ПГС (до  $\sim 1,4$  мДж) эффективность преобразования превысила 40 % как для одно-, так и для двухкристалльного ПУ, без ухудшения качества пучка.

В этой части эксперимента нами показана возможность усиления слабых сигналов ПГС ZGP до больших плотностей энергии. На следующем этапе проведено масштабирование параметрического усиления до больших энергий. С этой целью был добавлен второй каскад усиления ПУ2 (рис. 4).

Как видно из рис. 5,б, усиление параметрического сигнала в одно- и двухкаскадном мощном ПУ ZGP идет с эффективностью конверсии  $\geq 40$  %. Пунктирной линией на рис. 5,б указан требуемый уровень выходной энергии параметрического излучения для хирургического лазера.

Таким образом, важным результатом экспериментов является возможность реализации эффективного усиления низкоэнергетического излучения ПГС в относительно больших пределах плотности энергии накачки ПУ при сохранении расходимости выходного пучка близкой к дифракционной. Это позволяет строить лазер для прецизионной хирургии по наиболее гибкой в управлении параметрами ИК излучения, линейной схеме ПГС-ПУ ZGP с Ho:YLF лазером накачки.

### Заключение

Для задач прецизионной хирургии обоснован выбор оптической схемы и параметров мульти-волнового твердотельного лазера среднего ИК диапазона спектра с параметрическим преобразованием частоты излучения.

Проведена оптимизация Ho:YLF лазера ( $\lambda = 2,051$  мкм для эффективной накачки ПГС), получена энергия 80 (50) мДж при частоте следования импульсов 100 (1000) Гц (длительность импульса  $\sim 20$  нс,  $M^2 \approx 1,5$ ). На нелинейных кристаллах ZGP в схеме ПГС-ПУ реализовано параметрическое преобразование излучения Ho:YLF лазера в диапазон 3–6 мкм с эффективностью  $\sim 40$  % (энергия импульса  $\sim 100$  мДж на частоте следования 100 Гц). Рассмотрены перспективы повышения качества выходного излучения при накачке в пределах безопасного уровня лучевой нагрузки кристалла ZGP.

Настоящая работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (соглашение № 14.579.21.0015).

### Список литературы

1. Haglund R. F. Applications of free electron lasers in biological sciences, medicine and material science // Photon-based Nanoscience and Nanobiotechnology / Ed. by Dubowski J. J., Tanev S. Springer Netherlands, 2006. P. 175–203.
2. Serebryakov V. A., Boiko É. V., Petrishchev N. N., Yan A. V. Medical applications of mid-IR lasers. Problems and prospects science // J. Optical Technology. 2010. Vol. 77, N 1. P. 6–17.
3. Xiao Y., Guo M., Zhang P., Shanmugam G., Polavarapu P. L., Hutson M. S. Wavelength-dependent conformational changes in collagen after mid-infrared laser ablation of cornea science // Biophysical Journal. 2008. Vol. 94. P. 1359–1366.
4. Mackanos M. A. W., Simanovskii D., Joos K. M., Schwettman H. A., Jansen E. D. Mid infrared optical parametric oscillator (OPO) as a viable alternative to tissue ablation with the free electron laser (FEL) // Lasers Surg. Med. 2007. Vol. 39. P. 230–236.
5. Awazu K. A., Ishii K., Hazama H. Infrared laser therapy using IR absorption of biomolecules science // J. Physics: Conference Series 276. 2011. P. 012011-1-9.
6. Mid-infrared solid-state laser systems for minimally invasive surgery // Final Project Report, Project MIRSURG, Grant Agreement number: 224042. Project's coordinator Dr. V. Petrov. Berlin, 2012. 77 p.
7. Kalintsev A. G., Katsev U. V., Kornev A. F., Narivonchik A. S., Oborotov D. O., Pavlova A. L., Pokrovsky V. P., Serebryakov V. A., Stupnikov V. K. 100 mJ/100 Hz mid-IR laser source // Intern. Conf. «Laser Optics 2014», 2014. St. Petersburg. paper ThR1-23, P. 35.
8. Kornev A. F., Narivonchik A. S., Pavlova A. L., Serebryakov V. A. High-efficiency 50 mJ/1000 Hz Ho:YLF MOPA with multipass amplifier // Intern. Conf. «Laser Optics 2014», 2014. St. Petersburg. paper WeR1-p10, P. 30.
9. Arisholm G., Nordseth. Ø., Rustad G. Optical parametric master oscillator and power amplifier for efficient conversion of high-energy pulses with high beam quality // Opt. Express. 2004. Vol. 12. P. 4189–4197.
10. Haakestad M. W., Arisholm G., Lippert E., Nicolas S., Rustad G., Stenersen K. Tunable high-pulse-energy mid-infrared laser source based on optical parametric amplification in ZnGeP2 // Proc. SPIE. 2008. Vol. 7115. P. 71150Q-1-9.
11. Dergachev A., Armstrong D., Smith A., Drake T., Dubois M. High-power, high-energy ZGP OPA pumped by a 2.05- $\mu$ m Ho:YLF MOPA system // Proc. SPIE. 2008. Vol. 6875. P. 687507-1–10.
12. Stoepler G., Schellhorn M., Eichhorn M. Ho<sup>3+</sup>:LLF MOPA pumped RISTRA ZGP OPO at 3–5  $\mu$ m // Proc. SPIE. 2013. Vol. 8604. P. 86040I-1-7.
13. Greenemeier L. Will a bendable laser scalpel make the cut? // Scientific American. 2009. Mar 4. P. 1–3.
14. Hemming A., Richards J., Davidson A., Carmody N., Bennetts S., Simakov N., Haub J. 99 W mid-IR operation of a ZGP OPO at 25 % duty cycle // Opt. Express. 2013. Vol. 21, N 8. P. 10062–10069.
15. Lippert E., Fonnum H., Arisholm G., Stenersen K. A 22-watt mid-infrared optical parametric oscillator with V-shaped 3-mirror ring resonator // Opt. Express. 2010. Vol. 18, N 25. P. 26475–26483.
16. Bigotta S., Stoppler G., Schoner J., Schellhorn M., Eichhorn M. Novel non-planar ring cavity for enhanced beam quality in high-pulse-energy optical parametric oscillators // Opt. Materials Express. 2014. Vol. 4, N 3. P. 411–423.