

Широкополосный источник излучения на основе квантоворазмерных суперлюминесцентных диодов для оптической когерентной томографии высокого разрешения

Д.С.Адлер, Т.Х.Ко, А.К.Конорев, Д.С.Мамедов, В.В.Прохоров,
Дж.Дж.Фуджимото, С.Д.Якубович

Излучение суперлюминесцентных диодов на основе однослойных квантоворазмерных гетероструктур двух типов в спектральных диапазонах 810–870 нм и 860–970 нм объединено с помощью оригинального широкополосного оптоволоконного Y-разветвителя. Такой источник излучения обладает непрерывной выходной оптической мощностью более 5 мВт и рекордно низкой длиной когерентности – около 5 мкм. В частотном диапазоне 100 кГц–10 МГц его опносительные шумы интенсивности не превышают –135 дБ/Гц. Применение этого источника в системе оптической когерентной томографии позволило обеспечить запись томограмм биологических объектов in vivo с пространственным разрешением 2–3 мкм.

Ключевые слова: суперлюминесцентный диод, широкополосный оптоволоконный разветвитель, оптическая когерентная томография.

1. Введение

Оптическая когерентная томография (ОКТ) – это метод, позволяющий получать двумерные изображения сечений биологических тканей с высоким пространственным разрешением in vivo [1,2]. Основными требованиями, предъявляемыми к источникам излучения для ОКТ, являются высокая яркость и низкая степень когерентности. Стандартные методики ОКТ с пространственным разрешением 10–15 мкм широко применяются в различных областях медицинской диагностики. В недавних работах [3, 4] сообщалось о достижении осевого разрешения 1–3 мкм методом ОКТ с использованием в качестве источника излучения фемтосекундного твердотельного лазера. Однако такие системы громоздки, сложны в эксплуатации и весьма дорогостоящи, что является серьезным препятствием к их широкому клиническому использованию.

Достоинства полупроводниковых источников излучения общеизвестны. Это – высокая эффективность, миниатюрность, высокая надёжность, простота стыковки с электронными и оптоэлектронными схемами, низкая стоимость при массовом изготовлении. В качестве источников излучения для ОКТ оптимальными являются световые излучающие модули на основе суперлюминесцентных диодов (СЛД), обладающих высокой яркостью и малой длиной когерентности излучения $L_c = \lambda^2/\Delta\lambda$, где λ – длина волны; $\Delta\lambda$ – спектральная полуширина.

В ближнем ИК диапазоне спектра ($\lambda = 750 - 1000$ нм) наиболее широкополосные из серийно выпускаемых СЛД обладают длиной когерентности $L_c = 12 - 15$ мкм. Рекордная, по нашим сведениям, длина $L_c = 7$ мкм достигнута в [5, 6] (медианная длина волны $\lambda_m = 825$ нм, $\Delta\lambda = 98$ нм) для СЛД на основе однослойной квантоворазмерной гетероструктуры (КРС) в системе (GaAl)As. Однако указанный результат был получен с использованием комбинированной импульсно-непрерывной инъекции, вследствие чего достигнутая средняя выходная мощность при выводе излучения через одномодовый волоконный световод (ОВС) была невелика – 0.2 мВт.

Очевидным методом расширения спектральной полосы и снижения степени когерентности является создание комбинированных источников, обеспечивающих суперпозицию излучения двух или более СЛД со сдвинутыми, но перекрывающимися спектральными полосами. При использовании СЛД-модулей с выходными ОВС такая суперпозиция может быть обеспечена достаточно широкополосными оптоволоконными разветвителями.

2. Спектральные характеристики СЛД

В настоящей работе для создания комбинированного широкополосного источника излучения были использованы квантоворазмерные СЛД двух типов, а именно: СЛД на основе однослойной (GaAl)As-КРС со ступенчатым волноводом, подобные описанным в [5, 6] и излучающие в спектральном диапазоне 810–870 нм (тип I), а также недавно разработанные СЛД на основе однослойной (InGa)As/(AlGa)As-КРС с градиентным волноводом [7], излучающие в диапазоне 860–970 нм (тип II). СЛД обоих типов имели традиционную конфигурацию [7].

Использовалась непрерывная пространственно-однородная инъекция. В спектрах выходного излучения наблюдались два максимума интенсивности I , соответствующие квантовым переходам из различных квантовых подзон. Эволюция спектров с изменением тока инжек-

А.К.Конорев, Д.С.Мамедов, В.В.Прохоров. ООО «Суперлюминесцентные диоды», Россия, 119454 Москва, В-454, п/я 70

С.Д.Якубович. Московский государственный институт радиотехники, электроники и автоматики (технический университет), Россия, 119454 Москва, просп. Вернадского, 78

D.C.Adler, T.H.Ko, J.G.Fujimoto. Department of Electrical Engineering and Computer Science, Research Laboratory of Electronics, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA 02139, USA

ции J показана на рис.1. При малых уровнях инжекции имеет место только длинноволновый максимум. С ростом тока начинает проявляться коротковолновый максимум, растущий быстрее, чем длинноволновый. При некотором токе эти максимумы выравниваются (соответствующий спектр выделен жирной кривой). При дальнейшем возрастании тока доминирует коротковолновый максимум.

С ростом длины активного канала СЛД L_a выравнивание спектральных максимумов достигается при большем токе и большей выходной мощности, однако максимумы при этом становятся более узкими, а провал между ними – более глубоким.

Для создания комбинированного широкополосного источника излучения наиболее приемлемы рабочие режимы СЛД, соответствующие выравненным спектральным максимумам. При этом задача оптимизации сводится к определению для каждого типа СЛД величины L_a , обеспечивающей достаточную выходную мощность, приемлемый провал спектральной кривой при выравненных максимумах и примерное равенство спектральных плотностей интенсивности при суперпозиции (с учётом передаточных характеристик оптоволоконного разветвителя). При использовании симметричных разветвителей X- или Y-типа выходные мощности используемых СЛД должны быть прямо пропорциональны ширинам их спектральных полос.

СЛД I и II типов при выравненных спектральных максимумах имели спектральную полуширину около 50 и 100 нм соответственно. Сформулированные требования удалось выполнить при длинах активных каналов $L_a^I = 1400$ мкм и $L_a^{II} = 800$ мкм. При этом СЛД-модули I и II типов имели на выходе ОВС мощности $P_{sm}^I \approx 3.6$

мВт и $P_{sm}^{II} \approx 7.2$ мВт. Дополнительной степенью свободы, позволяющей проводить подстройку положения спектральных полос при их «сшивании», является рабочая температура СЛД: при нагревании центральная длина волны излучения смещается в длинноволновую область с коэффициентом около 0.4 нм/К.

3. Комбинированный источник излучения

Описанные выше СЛД монтировались в стандартных корпусах типа DIL на термоэлектрические микроохлаждатели. В теплопроводы модулей устанавливались датчики температуры (термисторы). Вывод излучения проводился через изотропные одномодовые ОВС типа Corning Pure Mode HI 780 с торцевыми микролинзами для ввода излучения. Режимозадающие токи и термостабилизация обеспечивались двухканальным электронным контроллером типа Pilot-4.

Оригинальным элементом описываемой конструкции является созданный в рамках данной работы широкополосный Y-разветвитель на основе ОВС указанного выше типа. Как известно, серийно выпускаемые одномодовые оптоволоконные разветвители сплавного типа для ближнего ИК диапазона обладают приемлемым постоянством коэффициента деления в весьма узкой спектральной полосе 20–40 нм и для рассматриваемого устройства непригодны. Схема разработанного Y-разветвителя представлена на рис.2. Просветлённые торцы ОВС фиксировались с одинаковым смещением относительно оптической оси разветвителя. В качестве коллиматоров использовались просветлённые градиентные (рис.2,а)

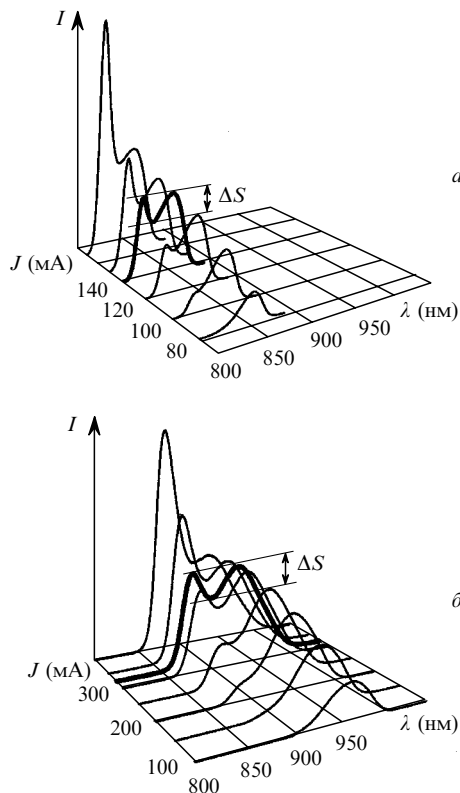


Рис.1. Эволюция спектров выходного излучения СЛД на основе однослойных КРС в системах (GaAl)As (а) и (InGaAl)As (б) (ΔS – спектральный провал).

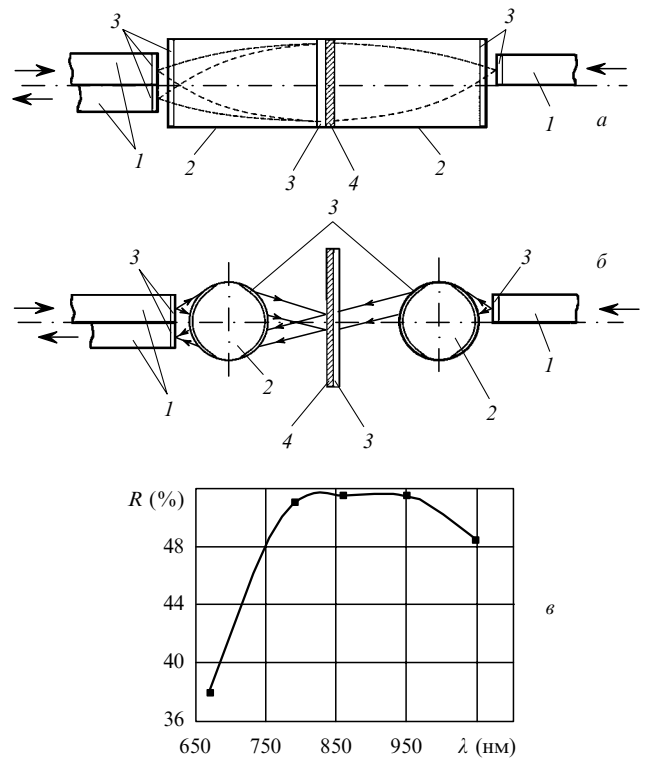


Рис.2. Схемы широкополосного оптоволоконного Y-разветвителя с коллиматорами на основе градиентных (а) и шариковых (б) микролинз и спектральная зависимость коэффициента отражения R многослойного полупрозрачного покрытия (в): 1 – волоконные световоды; 2 – микролинзы; 3 – многослойные просветляющие покрытия; 4 – многослойное полупрозрачное покрытие.

или гранатомые шариковые (рис.2,б) микролинзы. Дели- тельный элемент во втором случае представлял собой плоскопараллельную пластинку, одна из граней которой была просветлена, а на другую наносилось многослой- ное диэлектрическое покрытие с чередующимися сло- ями Si и SiO₂, обеспечивающее коэффициент отражения, близкий к 50 % в спектральном диапазоне 750–1050 нм (рис.2,в). Вносимые оптические потери не превышали при этом 1 дБ.

Основные выходные характеристики комбинирован- ного источника излучения в рабочей точке, соответствую- щей выравненным спектральным максимумам и мощ- ности 5.2 мВт на выходе Y-разветвителя, представлены на рис.3. Спектр выходного излучения (рис.3,а) имеет центральную длину волны 890 нм и спектральную полу- ширину $\Delta\lambda = 152$ нм, что отвечает длине когерентности $L_c = 4.6$ мкм. Соответствующая автокорреляционная функция интенсивности приведена на рис. 3,б. Радиочас- тотный спектр относительных шумов интенсивности (ОШИ) изображён на рис.3,в. Схематехнические реше- ния, используемые в контроллере Pilot-4 для стабилиза- ции режимозадающего тока, обеспечили ОШИ на уровне менее –135 дБ/Гц в полосе 10 кГц–30 МГц, характерной для ОКТ. Такой уровень ОШИ, заметно превышающий дробовый шум, типичен для внутренних (квантовых) шу- мов СЛД [8] и значительно ниже, чем у альтернативных источников излучения, применяемых в ОКТ.

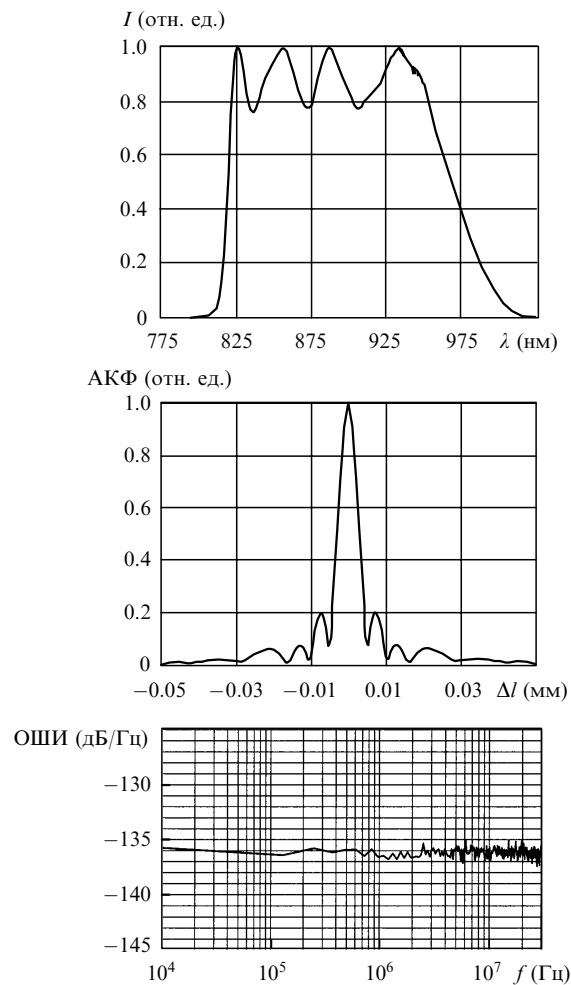


Рис.3. Спектр выходного излучения (а), автокорреляционная функ- ция (АКФ) интенсивности (б) и спектр ОШИ (в) комбинированного источника излучения на основе СЛД (Δl – оптическая разность хода).

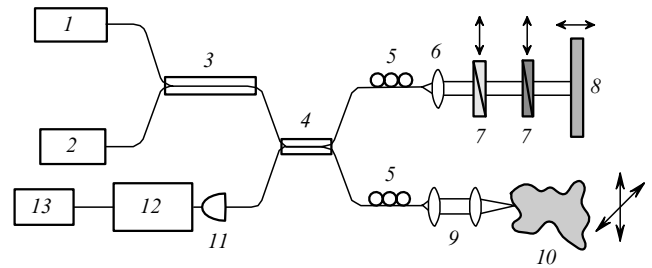


Рис.4. Схема оптического когерентного томографа: 1 – СЛД-модуль I типа; 2 – СЛД-модуль II типа; 3 – широкополосный Y-разветвитель; 4 – широкополосный X-разветвитель; 5 – контрол- лер поляризации; 6 – коллиматор; 7 – компенсатор; 8 – опорное зер- кало; 9 – микроскоп; 10 – биологический объект; 11 – фотодетектор; 12 – полосовой усилитель-демодулятор; 13 – персональный компью- тер.

4. Применение широкополосного источника излучения в ОКТ

Описанный выше комбинированный источник излу- чения был использован в оптическом когерентном томо- графе, схема которого приведена на рис.4. Достаточно низкий уровень ОШИ позволил отказаться от традици- онно применяемой в ОКТ высокого разрешения схемы двойного балансного детектирования и ограничиться од- ним фотоприёмником, что значительно упростило систе- му. На рис. 5 представлены изображения сечения сетчатки человеческого глаза, полученные с помощью данной си-

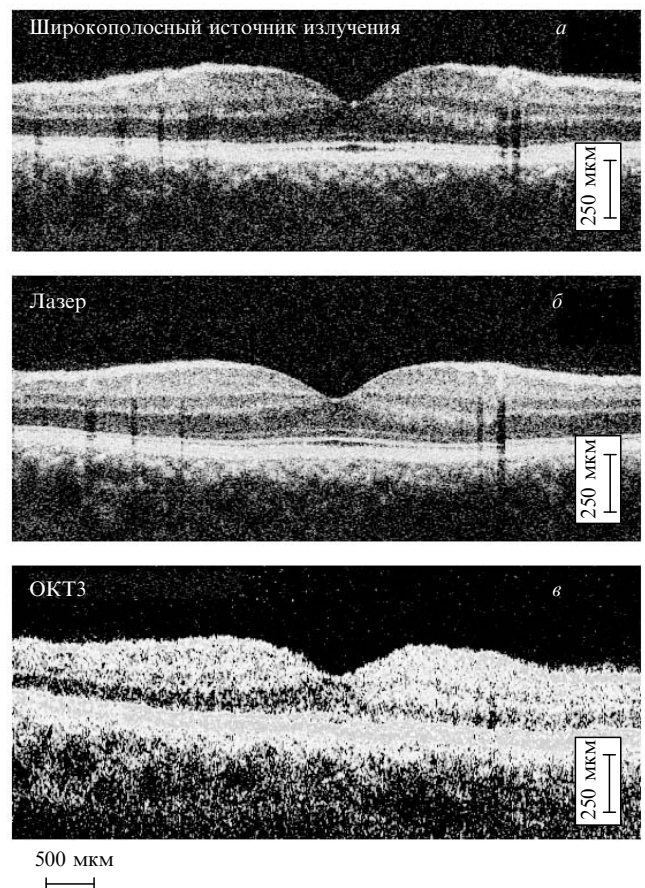


Рис.5. Томограммы сетчатки человеческого глаза, зарегистриро- ванные с использованием в качестве источника излучения комби- нированного источника на основе СЛД (а), титан-сапфирового фемто- секундного лазера (б) и коммерческого СЛД- модуля ОКТ3 (в).

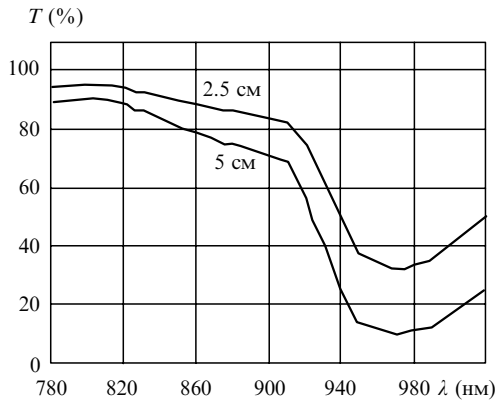


Рис. 6. Спектры оптического пропускания T слоя воды толщиной 2.5 и 5 см.

стемы при использовании в качестве излучателей описанного комбинированного источника на основе СЛД (рис.5,а), титан-сапфирового лазера с синхронизацией мод (с фотоприёмной схемой двойного балансного детектирования) (рис.5,б) и коммерческого светоизлучающего модуля на основе СЛД, работающего в спектральном диапазоне вблизи 830 нм (рис.5,в). Анализ этих изображений показывает, что достигнутое при использовании комбинированного источника осевое разрешение 3.2 мкм близко к полученному с помощью фемтосекундного лазерного источника, что позволяет качественно визуализировать морфологическое строение тканей сетчатки, слоя нервных волокон, слоя клеток нервных узлов и фоторецепторного слоя. Стандартная ОКТ-методика (рис.5,в) не обладает достаточным для этого осевым разрешением.

С помощью описанной системы у многих пациентов были исследованы *in vivo* различные патологии глазной сетчатки, а именно отверстия в жёлтом пятне, отёк жёлтого пятна, диабетическая ретинопатия, возрастная дегенерация жёлтого пятна, эпиретинальная мембрана, центральная серозная хориоретинопатия, пигментная дегенерация сетчатки и глаукома [9, 10].

К сожалению, спектральное положение полосы излучения данного комбинированного источника не является оптимальным для офтальмологии, т. к. глазная жидкость, состоящая в основном из воды, поглощает длинноволновое крыло излучения. На рис.6 представлены спектры пропускания водных слоёв в ближнем ИК диапазоне [11]. Оценка показывает, что при ОКТ сетчатки человеческого глаза около 30 % энергии излучения комбинированного источника не используется и приблизительно на столько же возрастает эффективная длина когерентности. При использовании той же системы для ОКТ кожных слоёв достигнуто осевое разрешение 2.3 мкм.

5. Заключение

Создан комбинированный источник света, в котором излучение двух квантоворазмерных СЛД, работающих в спектральных диапазонах 810–870 нм и 860–970 нм, объединяется с помощью широкополосного оптоволоконного разветвителя. Выходное излучение имеет ширину спектральной полосы более 150 нм и длину когерентности около 5 мкм. Использование этого источника в оптическом когерентном томографе позволило достичь осевого разрешения 2.3–3.2 мкм при анализе различных биологических объектов. Это имеет большое практическое значение для медицинской диагностики, т. к. даёт возможность значительно упростить когерентные томографы и снизить их стоимость. Для офтальмологической диагностики представляет большой интерес разработка аналогичного источника излучения со спектром, смещённым на 50–60 нм в коротковолновую область.

Работа частично поддержана контрактами R01-EY11289-16, R01-EY13178, P30-EY13078 (NIH); ECS-0119452 (NSF); F49620-98-1-0139 (AFOSR); F49620-01-1-0186, FWFP14218-PSY, FWFV159-PAT, CRAF-1999-70549 (MFELP); грантом № 26151P (ISTC), а также фирмой Carl Zeiss Meditec.

Авторы выражают признательность А.Т.Семёнову за внимание к работе и С.П.Оробинскому за сборку оптоволоконных разветвителей.

- Huang D., Swanson E.A., Lin C.P., Shuman J.S., Stinson W.G., Chang W., Hee M.R., Flotte T., Gregory K., Puliafito C.A., Fujimoto J.G. *Science*, **254**, 1178 (1991).
- Fercher A.F., Drexler W., Hitzenberger C.K., Lasser T. *Rep. Prog. Phys.*, **66**, 293 (2003).
- Drexler W., Morgner U., Ghanta R.K., Kaertner F.X., Shuman J.S., Fujimoto J.G. *Nature Medicine*, **7**, 502 (2001).
- Drexler W., Sattmann H., Hermann B., Ko T.H., Stur M., Unterhuber A., Scholda C., Wirtitsch M., Fujimoto J.G., Fercher A.F., *Archives of Ophthalmology*, **121**, 695 (2003).
- Semenov A.T., Batovrin V.K., Garmash I.A., Shidlovski V.R., Shramenko M.V., Yakubovich S.D. *Electron. Lett.*, **31** (4), 314 (1995).
- Батоврин В.К., Гармаш И.А., Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Любарский А.В., Плявенок А.Г., Сафин С.А., Семёнов А.Т., Шидловский В.Р., Шраменко М.В., Якубович С.Д. *Квантовая электроника*, **23** (2), 113 (1996).
- Мамедов Д.С., Прохоров В.В., Якубович С.Д. *Квантовая электроника*, **33** (6), 471 (2003).
- Yurek A.M., Taylor H.F., Goldberg L., Weller J.F., Dandridge A. *IEEE J. Quantum Electron.*, **22** (4), 522 (1986).
- Adler D.C., Ko T.H., Mamedov D., Prokhorov V., Shidlovski V., Yakubovich S., Fujimoto J.G. *Tech. Digest on Conf. «OSA Biomedical Topical Meeting» (BIOMED 2004)* (Miami Beach, Fla, USA, 2004, SE2 Paper).
- Fujimoto J.G., Ko T.H., Adler D.C., Mamedov D., Prokhorov V., Shidlovski V., Yakubovich S., Woitkovski M.D., Duker J.S., Shuman J.S. *Tech. Digest on Conf. «Association for Research in Vision and Ophthalmology» (ARVO 2004)* (Ford Lauderdale, Fla, USA, 2004, ARVO Presentation Listing 3002/B637).
- Hale G.M., Querry M.R. *Appl. Opt.*, **12**, 555 (1973).