

32. Subfailure damage in ligament: a structural and cellular evaluation / P. P. Provenzano [et al.] // *J. Applied Physiology*. — 2002. — Vol. 92, № 1. — P. 362–371.
33. Healing of subfailure ligament injury: comparison between immature and mature ligaments in a rat model / P. P. Provenzano [et al.] // *J. Orthop. Res.* — 2002. — Vol. 20, № 5. — P. 975–983.
34. The mechanical properties of rat tail tendon / B. J. Rigby [et al.] // *J. Gen. Physiol.* — 1959. — Vol. 43. — P. 265–289.
35. Viidik, A. Simultaneous mechanical and light microscopic studies of collagen fibers / A. Viidik // *Z. Anat. Entwicklungsgesch.* — 1972. — Vol. 136. — P. 204–212.
36. Gopher, T. E. P. Minor back injuries / T. E. P. Gopher // *Cal. West. Med.* — 1934. — Vol. 40, № 4. — P. 234–238.
37. Clinical and sonographic evaluation of the risk of rupture in the Achilles tendon / S. Nehrer [et al.] // *Arch. Orthop. Trauma Surg.* — 1997. — Vol. 116. — P. 14–18.
38. Kannus, P. Histopathological changes preceding spontaneous rupture of a tendon. A controlled study of 891 patients / P. Kannus, L. Jozsa // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1991. — Vol. 73. — P. 1507–1525.
39. Changes in tendon extracellular matrix composition with age / E. Blain [et al.] // *International J. Experiment. Pathol.* — 2004 — Vol. 85, Issue 1. — P. 33–34.
40. Rumian, A. P. Tendons and ligaments are anatomically distinct but overlap in molecular and morphological features — a comparative study in an ovine model / A. P. Rumian, A. L. Wallace, H. L. Birch // *J. Orthop. Res.* — 2007. — Vol. 25, № 4. — P. 458–464.

Поступила 12.01.2012

УДК 535.423+617.7

О ПЕРСПЕКТИВАХ РАЗВИТИЯ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ (обзор литературы)

Л. И. Краморева, Ю. И. Рожко

Гомельский государственный медицинский университет
Республиканский научно-практический центр
радиационной медицины и экологии человека, г. Гомель

В статье изложены основные принципы и возможности оптической когерентной томографии как метода исследования патологий в области медицинской диагностики. Рассмотрены недостатки метода и намечен круг задач, связанных с улучшением разрешающей способности томографов благодаря использованию квазибездифракционных пучков в качестве зондирующего излучения.

Ключевые слова: оптическая когерентная томография, квазибездифракционный пучок, аксиально-латеральное разрешение.

ON PERSPECTIVES FOR DEVELOPMENT OF OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY (literature review)

L. I. Kramoreva, Yu. I. Rozhko

Gomel State Medical University
Republican Research Center for Radiation Medicine and Human Ecology, Gomel

The article covers the basic principles and possibilities of optical coherent tomography as a method of pathology investigation in medical diagnostics. The study also considers the disadvantages of OCT-method and problems connected with the improvement of tomography due to the use of quasi-nondiffractive beam as probe radiation.

Key words: optical coherence tomography, quasi-nondiffractive beam, axial-lateral resolution.

Влияние физических факторов зондирующего излучения и биообъекта на разрешение оптических томографов

Ограничение метода оптической системы ОКТ связывают, во-первых, с наличием зависимости аксиально-латерального разрешения от фокальной длины и радиуса сфокусированного зондирующего светового пучка, что определяется величиной числовой апертуры (NA) фокусирующей линзы. Например, при использовании объектива с высоким значением NA оптическое устройство будет иметь высокое поперечное разрешение, но малую глубину зондирования. При уменьшении NA возрастает глубина зондирования, но падает поперечное разрешение. В наиболее распространенных системах ОКТ на основе волоконно-оптического

интерферометра используются объективы с малой числовой апертурой. Одномодовое волокно играет роль пространственного фильтра, поэтому система подобна конфокальному микроскопу. При фокусировке объектного светового пучка на исследуемый объект локализуется определенная область. Размер этой области по глубине фокусировки равен: $R_z = 1,8\langle\lambda\rangle / NA^2$ и определяет глубину зондирования оптической системы. При использовании низкокогерентных источников света повышение аксиальной разрешающей способности имеет место для значений числовой апертуры $NA < 0,15$ [1].

Во-вторых, наличие в оптических схемах источника когерентного света, который генерирует пучок, имеющий гауссово распределение интенсивности в поперечном сечении, ограни-

чивает аксиально-латеральное разрешение оптической системы, так как такой пучок подвержен дифракционному расплыванию даже при его распространении в свободном пространстве.

В-третьих, в оптических системах ОКТ негативно сказывается влияние тканевого светорассеяния на качество изображения. Иногда влияние светорассеяния можно уменьшить до финальной стадии регистрации и обработки изображения. Например, в коронарных сосудах циркуляция крови вызывает многократное светорассеяние зондирующего пучка, выражающееся феноменом «затухания» светового потока при прохождении через такие рассеивающие среды. Вследствие этого кровь может играть роль оптического экрана, что приводит к значительному ухудшению качества изображения. Влияние последнего можно уменьшить путем применения орошения свободного конца катетера физиологическим раствором, раздуванием баллона для катетеризации и другими методами, ограничивающими влияние кровотока в момент выполнения процедуры ОКТ-визуализации.

В области офтальмологии значительное светорассеяние возникает вследствие нарушения прозрачности оптических сред, например, при помутнении роговицы, катаракте или гемофтальме. В этом случае применение метода

ОКТ не позволяет определить причину частичной или полной потери зрения при имеющихся патологиях в макулярной области или в области зрительного нерва. На рисунке 1 (а) приведен пример неинформативного ОКТ-изображения сетчатки глаза у пациента с диагнозом «Катаракта».

После хирургического лечения по удалению мутного хрусталика, представляющего собой светорассеивающую среду, повторное ОКТ-исследование показало грубую патологию макулярной области сетчатки (отслойку) (рисунок 1 (б)). На рисунке 1 (в, г) представлены ОКТ-изображения зрительного нерва в норме и при наличии деструкции стекловидного тела. Таким образом, проведенные нами клинические исследования (рисунок 1 (а-г), электронная база данных «БД Томография» ОКТ сетчатки и зрительного нерва при глаукоме, зарегистрированная в Гос. регистре информ. ресурсов, свидетельство № 5760900663, ГУ «Республиканский научно-практический центр радиационной медицины и экологии человека») показали, что в условиях значительного тканевого светорассеяния получить четкое изображение сетчатки глаза не представляется возможным из-за уменьшения глубины фокуса зондирующего пучка, появления спекл-шумов.

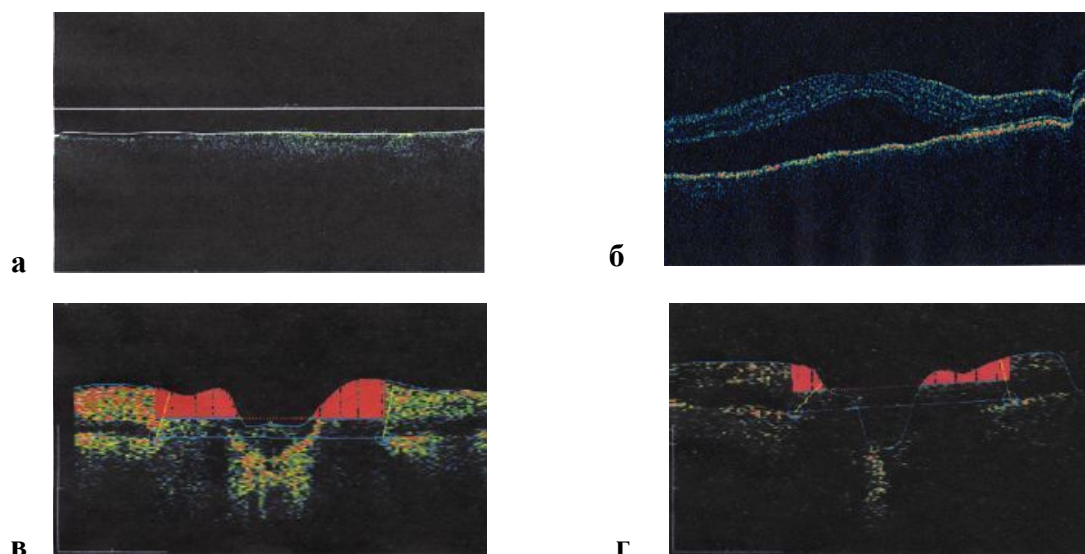


Рисунок 1 — ОКТ-изображения макулярной области и области зрительного нерва:
а — ОКТ-изображение макулярной области при наличии катаракты; **б** — ОКТ-изображение макулярной области после удаления дефективного хрусталика; **в** — ОКТ-изображение области зрительного нерва в норме; **г** — ОКТ-изображение области зрительного нерва в условиях грубой деструкции стекловидного тела

Проблемы уменьшения шумов на ОКТ-изображениях, возникающих в результате рассеяния излучения на сложной неоднородной объемной структуре исследуемого объекта, и определение параметров объекта на основе оценок характеристик интерференционного поля, которые нелинейно связаны с регистрируемой интенсивностью, решаются, в

основном, с помощью численных алгоритмов на стадии анализа изображения.

При описании интерферометрических сигналов в ОКТ на основе решения скалярного волнового уравнения показано, что аппаратную функцию интерферометра можно интерпретировать в частотной области как характеристику полосно-пропускающего фильтра с

шириной полосы, примерно равной величине, обратной длине когерентности L_c . Однако в приведенных расчетах не учитывался случайный характер рассеяния излучения в среде [2].

При многократном отражении внутри среды оптическое излучение теряет интенсивность и свойство когерентности. Длина свободного пробега фотона в биологической среде составляет менее 100 мкм для видимого и ближнего ИК диапазонов, что соответствует более чем двукратному отражению фотона в течение каждой пикосекунды [3]. Так как достоверную информацию о структуре среды несут только однократно отраженные фотоны, для корректной реконструкции изображения исследуемый слой образца должен быть очень тонким. Существует также и альтернативный вариант — это использование дорогостоящей фемтосекундной техники в ОКТ. Исследована возможность определения коэффициента однократного отражения по характеру зависимости мощности отраженного излучения от глубины зондирования $P(z)$. Показано, что наклон кривой $P(z)$ пропорционален коэффициенту ослабления излучения μ в однородной среде. Получено соотношение, которое связывает мощность отраженного излучения и коэффициент обратного рассеяния μ_b [3].

На основе данных алгоритма построения карт обратного рассеяния и определения коэффициента ослабления рассеянного оптического излучения выполнена компьютерная реконструкция исследуемой среды [4]. Изучение модели сигнала ОКТ с учетом неоднородности среды и интерференционных эффектов, возникающих при многократном отражении внутри среды, проводилось при использовании расширенного принципа Гюйгенса-Френеля [5], разработанного для исследований свойств когерентности света в рассеивающих средах [6]. Однократно и многократно отраженные излучения рассматривались с учетом их вероятностей $P_1 \approx \exp(-\mu z)$ и $P_n \approx 1 - \exp(-\mu z)$, где μ — коэффициент рассеяния, а неоднородная среда характеризовалась вектором параметров: μ , эффективным сечением обратного рассеяния, средним квадратичным значением угла рассеяния по ансамблю частиц.

Разработан алгоритм, позволяющий провести анализ и реконструкцию двухслойного объекта на основе трех параметров рассеивающей среды: общего коэффициента рассеяния, вероятности обратного рассеяния и дисперсии фазовой функции для малых углов рассеяния. Использование этого алгоритма в ОКТ позволяет значительно сократить время реконструкции отраженного сигнала и уменьшить спекловый шум. Однако точность реконструкции уменьшается при увеличении толщины слоя среды, поэтому предложенный алгоритм рекомендуется

использовать при диагностике слизистой оболочки маточной шейки, гортани, пищевода, так как эти виды тканей имеют очень тонкие слои [7].

Описание процессов рассеяния низкокогерентного оптического излучения в случайно неоднородной среде является очень сложной задачей, не позволяющей получить точные аналитические выражения. Поэтому оценка основных характеристик рассеяния для различных сред и моделирование процессов рассеяния производится методом Монте-Карло. Метод основан на моделировании траектории каждого отдельного фотона с учетом свойств среды и характеристик рассеяния. При достаточно большом числе рассчитанных траекторий фотонов этот метод позволяет количественно охарактеризовать особенности рассеяния излучения в конкретной среде [8].

Новый подход к решению проблемы ограничений в оптических схемах ОКТ

Квазибездифракционные бесселевы пучки и их суперпозиции могут быть использованы для решения проблемы, связанной с улучшением аксиально-латерального разрешения оптической системы ОКТ.

Интерес к классу квазибездифракционных световых пучков с точки зрения прикладной физики связан, прежде всего, с наличием большой фокальной длины пучка, что позволяет увеличить глубину зондирования оптических систем. Наиболее известным представителем такого рода интерференционных полей является бесселев световой пучок (БСП). Внутри фокальной длины пучка центральная зона БСП не испытывает дифракционного расплывания вдоль продольной координаты, а дифракция на периферии пучка обусловлена апертурными эффектами, которые вносятся формирующими оптическими элементами [9, 10]. Радиальное распределение интенсивности БСП представляет собой чередование интерференционных кольцевых максимумов и минимумов. В зависимости от порядка n функции Бесселя $J_n(q\rho)$ (где q — поперечная компонента волнового вектора k , $q = k \sin(\gamma)$, γ — угол конуса БСП, ρ — радиальная координата) центральная зона БСП содержит либо максимум в виде круглого светлого пятна при $n = 0$ (БСП₀), либо минимум в виде круглого темного пятна для БСП высших порядков. Наличие многокольцевой структуры пучка в поперечном сечении и феномена восстановления пространственной структуры пучка за препятствием, который проявляется при экранировании микрочастицами поля БСП, также являются характерными особенностями БСП [11, 12].

Формирование БСП₀, отличающегося наличием узкого бездифракционного максимума в центре пучка, осуществляется различными способами, позволяющими получать кольцевое поле в дальней зоне. Для этой цели наиболее часто в

оптических схемах используют коническую линзу — аксикон [13], фурье-преобразование кольцевой апертуры [14], отражающую коническую поверхность — рефлексион [15], голографические пространственные фильтры [16].

Использование аксикона в оптических системах ОКТ

В последнее время появились сообщения о результатах включения в оптическую схему экспериментальных ОКТ аксикона с целью формирования БСП. В оригинальной статье авторы Zhihua Ding и др. [17] представили результаты исследований продольного разрешения системы ОКТ с использованием аксикона ($\gamma = 10^\circ$, диаметр аксикона — 2 мм, $\lambda = 1,3$ мкм) в объектном плече двухлучевого интерферометра. В качестве объекта выбран капилляр с внутренним диаметром 1.1 мм и толщиной стенок 0.2 мм, заполненный 2,7 % раствором дистиллированной воды с добавлением полистириновых микросфер (диаметр 0,356 мкм). Сравнение результатов сканирования по глубине объекта через оптически прозрачную боковую поверхность капилляра с использованием аксикона и линзы показало, что при одинаковом поперечном разрешении 10 мкм, продольное разрешение системы «аксикон-ОКТ» достигало значений более 6 мм, в то время как глубина фокуса системы «линза-ОКТ» составляла 0,25 мм, что не позволяло получить одинаково четкое изображение обеих стенок капилляра.

В 2007 г. Lee Kye-Sung и др. [18] был разработан специальный катетер для оптической когерентной эндоскопии, диаметр которого составлял 5 мм, а длина 38 мм. Внутри катетера после коллиматора был помещен миниатюрный аксикон, который обеспечивал глубину фокуса более 2 мм при поперечном разрешении системы около 5 мкм. В 2008 г. Lee Key-Sung и Jannic P. Rolland (Колледж оптики и фотоники, Институт Центральной Флориды, США) опубликовали результаты использования микрооптического аксикона для формирования БСП в предметном плече эндоскопической ОКТ [19]. Объектом исследования являлась биологическая ткань, представляющая собой удлиненные клетки плоского эпителия *Африканской лягушки*. Изображение ткани, полученное с помощью аксикона (глубина фокуса более 4 мм), демонстрирует постоянное продольно-поперечное разрешение системы по различной глубине фокуса, в то время как изображение, полученное при помощи линзы (глубина фокуса менее 1 мм), значительно искажается.

В качестве фокусирующего элемента аксикон диаметром 800 мкм использовался в объектном плече ОКТ. Источником света являлся Ti: Sapphire лазер, центральная длина волны которого составляла 800 нм, а ширина полосы —

120 нм. После волоконно-оптического разветвителя 80 % излучения проходило через коллиматор, аксикон с помощью которого излучение фокусировалось в исследуемую среду, а 20 % излучения после разветвителя поступало в опорное плечо ОКТ. Излучение отражалось зеркалом, проходило через дисперсионно-компенсирующий элемент и оптическую линию задержки. После отражения от объекта и зеркала объектная и опорная волны распространялись в обратном направлении через волоконно-оптический разветвитель и их суперпозиция регистрировалась на выходе ОКТ с помощью спектрометра. При использовании аксикона была достигнута глубина фокуса в 15 мм, на протяжении которой диаметр центрального максимума БСП имел постоянную величину, равную 13 мкм. Показано, что оптическая система, включающая аксикон, способна разрешать тестовую щель толщиной 15 мкм практически на протяжении всей глубины фокуса (15 мм) в отличие от сферической линзы (с глубиной фокуса 200 мкм), с помощью которой удалось получить ОКТ-изображение щели только на фокусном расстоянии линзы, равном 8 мм. Недостатком использования аксикона является уменьшение осевой интенсивности БСП внутри его фокальной длины [20].

Оригинальное решение проблемы формирования кольцевого поля для рефракционной хирургии роговицы глаза предложено в [21]. Обычно для разрушения ткани в рефракционной хирургии в качестве когерентного источника излучения применяют ArF лазер с длиной волны 193 нм или Er:YAG лазер с длиной волны 2,94 мкм. Лазерное излучение с подходящей длиной волны без проблем используют для выполнения линейных радиальных насечек на роговице глаза. Трудности возникают в случае, когда требуется сделать серию кольцевых срезов, например, для коррекции гиперметропии (рисунок 2 (а)). Генерация лазерного пучка специфической кольцевой формы являлась сдерживающим фактором для активного использования лазерной коррекции формы роговицы. До недавнего времени в рефракционной хирургии формирование кольцевого лазерного пучка осуществлялось с помощью автоматической регулировки диафрагм, вращением кольцевых апертур, что создавало трудности хирургического оперирования лазерным излучением.

Для генерации однородного симметричного кольцевого поля авторы разработали оптическую схему, включающую Er:YAG лазер в качестве источника излучения и оптический элемент, который является комбинацией собирающей линзы, положительного и отрицательного аксиконов (рисунок 2 (б)). Такая система способна не только формировать кольцевой пучок, но и может быть использована как безконтактный лазерный

кольцевой скальпель с регулируемыми параметрами. Управляемое изменение величины радиуса кольцевого скальпеля R может осуществляться

изменением расстояния между аксиконами d , согласно выражению: $R = d \alpha (n-1)$, если $\alpha < 10^\circ$, где α — угол при основании аксикона [7].

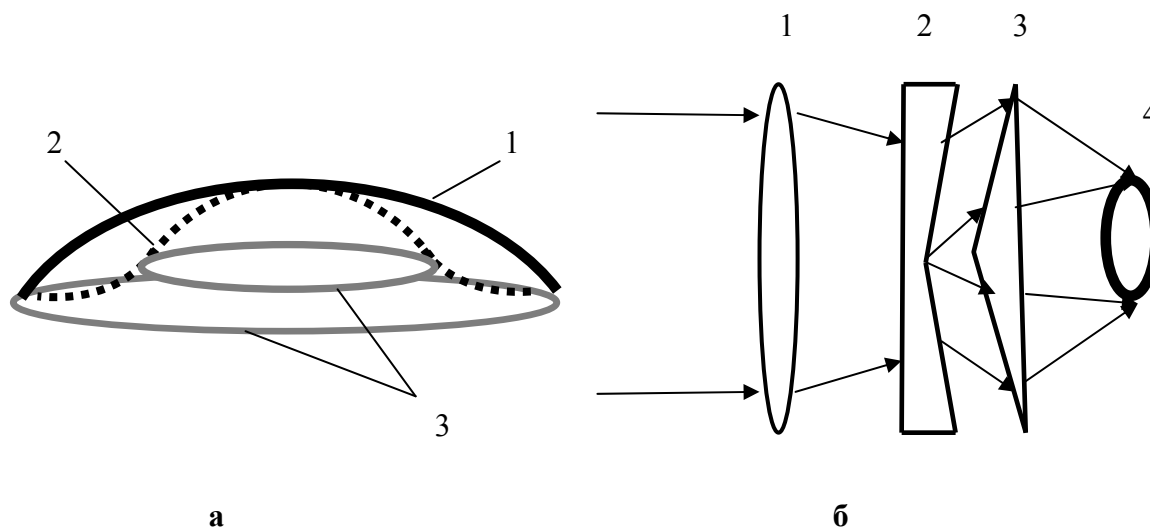


Рисунок 2 — Формирование регулируемого кольцевого пучка в рефракционной хирургии роговицы:

а — изменение формы роговицы для компенсации гиперметропии глаза:

1 — исходная форма поверхности роговицы; 2 — необходимая коррекция кривизны поверхности роговицы;

3 — кольцевые срезы переменного диаметра.

б — комбинация собирающей линзы с парой аксиконов для формирования регулируемого кольцевого поля:

1 — собирающая линза; 2 — отрицательный аксикон; 3 — положительный аксикон; 4 — кольцевое поле

В [7] разработан вариант оптической схемы, включающей комбинацию линзы и положительного аксикона для формирования кольцевого поля с фиксированным радиусом: $R = f \alpha (n-1)$, где f — фокальная длина линзы ($f = 50$ мм). В этом случае после аксикона с параметрами $n = 1,41$, $\alpha = 10^\circ$ формировался БСП, который с помощью сферической линзы фокусировался в кольцевое поле с внешним диаметром 6,5 мм и толщиной кольца — 175 мкм. Экспериментальные результаты показали, что симметричное сканирование кольцевым лазерным пучком поверхности роговицы делает фотоабляцию (то есть разрушение молекулярных связей, при котором происходит испарение молекул с поверхности роговицы без выделения тепла) непрерывным и легко управляемым процессом.

Особенности прохождения квазибездифракционных световых пучков через рассеивающие среды

Среди значительного разнообразия светорассеивающих объектов можно выделить 2 рода объектов: инородные включения, обладающие четкими границами раздела, и мутные среды. Двумерным и объемным аналогами среды первого рода может служить матовая поверхность и растворы суспензии, аналогами мутных сред являются молочный рассеиватель и молочные эмульсии. Экспериментально показано, что эффект реконструкции БСП имеет место при прохождении

рассеивающих сред, представляющих собой растворы суспензий, эмульсий и матированных поверхностей [12, 22]. Изучалась способность прохождения БСП через высококонцентрированный раствор альбумина и эритроцитов крови. Мощность излучения гелий-неонового лазера составляла 1,5 мВт. В отсутствие воздействия ультразвука на раствор пространственная структура БСП разрушалась из-за сильного светорассеяния, и световой пучок не проходил через кювету с раствором. Для этого случая экспериментально показано, что с помощью генерации ультразвуковых колебаний в высококонцентрированных растворах суспензий можно снизить влияние рассеяния и создать благоприятные условия для прохождения БСП. Снижение степени рассеяния растворов суспензий связано с разрушением крупных агрегатов частиц и их оседанием на дно кюветы в процессе ультразвукового воздействия с частотой 0,88 МГц и интенсивностью 1 Вт/см² [23].

Продемонстрирована перспектива использования квазибездифракционных пучков, сформированных с помощью оптических элементов с сильной сферической аберрацией для зондирования светорассеивающих сред [24]. В качестве рассеивающей среды были выбраны одно-сторонне-матированный рассеиватель и молочный раствор. Исследовалось изменение поперечной структуры квазибездифракционного

пучка с малым углом конуса при зондировании светорассеивающих сред и проводилось сравнение с результатами прохождения гауссова пучка через эти же среды. Ширина гауссова пучка и ширина центрального максимума квазибездифракционного пучка выбиралась примерно одинаковой, и составляла 450–460 мкм. Регистрация поперечного распределения интенсивности проводилась на расстоянии 10 см от рассеивателя. Показано, что структура поперечного распределения интенсивности квазибездифракционного пучка после его прохождения через светорассеивающую среду восстанавливается лишь с небольшими искажениями боковых колец, что согласуется с результатами численного моделирования эффекта реконструкции квазибездифракционных пучков.

Заключение

К настоящему времени исследования в направлении повышения качества ОКТ-изображений активно проводятся во многих ведущих научно-исследовательских центрах. В результате интенсивных исследований в области оптики квазибездифракционных световых пучков намечены пути решения проблемы улучшения аксиально-лateralного разрешения оптической схемы ОКТ и качества ОКТ-изображений. Идея заключается в необходимости использования бесселевых пучков, а также их суперпозиций в качестве зондирующего. Такой подход является вполне обоснованным благодаря наличию пространственных особенностей квазибездифракционных пучков, которые являются по своей природе интерференционными полями, так как множество плоских волн, волновые векторы которых покрывают коническую поверхность, обуславливают формирование устойчивой интерференционной картины в области фокальной длины пучка. Свойство подавленной дифракционной расходимости при осевой области пучка, высокое поперечное разрешение в сочетании с большой фокальной длиной, эффект реконструкции, позволяющий значительно выровнять условия взаимодействия когерентного излучения с ансамблем микрочастиц, расположенным в направлении распространения пучка, делают квазибездифракционные пучки перспективными в различных областях биомедицины. Необходимо отметить, что недостатком бесселевых световых пучков является зависимость осевой интенсивности пучка от продольной координаты, что приводит к ухудшению энергетической эффективности системы зондирования в различных оптических системах с использованием бесселевых световых пучков, в том числе и в системах оптической томографии. Развивающиеся новые способы формирования квазибездифракционных пучков бесселева типа, в том числе, с помощью оптических

элементов с сильной сферической аберрацией позволяют обеспечить одновременно большую фокальную длину конического пучка и равномерную осевую интенсивность. Такие особенности, как большая фокальная длина пучка, эффективное подавление осцилляций осевой интенсивности, относительная величина которых составляет менее 5 %, возможность формирования пучка с заданным числом колец и углом конуса демонстрируют значительные преимущества квазибездифракционных пучков бесселева типа в сравнении с традиционными бесселевыми пучками, формируемых аксиконами.

Таким образом, теоретические и экспериментальные результаты исследований убедительно демонстрируют перспективы повышения качества изображений в системах ОКТ на основе использования квазибездифракционных световых пучков в качестве зондирующего излучения.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Sheppard, C. J. R. Low-coherence interference microscopy, in: Optical imaging and microscopy / C. J. R. Sheppard, M. Roy, M. D. Sharma // Appl. Opt. — 2004. — Vol. 43. — P. 1493–1502.
2. Hellmuth, T. Optische Kohärenztomographie in der Ophthalmologie // Technisches Messen. — 1996. — Vol. 63. — P. 241–246.
3. Schmitt, J. M. Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry / J. M. Schmitt, A. Knüttel, R. F. Bonner // Appl. Opt. — 1993. — Vol. 32. — P. 6032–6042.
4. Schmitt, J. M. Model of optical coherence tomography of heterogeneous tissue / J. M. Schmitt, A. Knüttel // J. Opt. Soc. Am. A. — 1997. — Vol. 14. — P. 1231–1242.
5. Thrane, L. Analysis of optical coherence tomography systems based on the extended Huygens-Fresnel principle / L. Thrane, H. T. Yura, P. E. Andersen // J. Opt. Soc. Am. A. — 2000. — Vol. 17. — P. 484–490.
6. Yura, H. T. Mutual coherence function of a finite cross section beam propagating in a turbulent medium / H. T. Yura // Appl. Opt. — 1972. — Vol. 11. — P. 1399–1406.
7. Kramoreva, L. I. Optical coherence tomography (review) / L. I. Kramoreva, Yu. I. Rozhko // J. Appl. Spectr. — 2010. — Vol. 77 (4). — P. 485–506.
8. Derivation of Monte Carlo method for modeling heterodyne detection in optical coherence tomography systems / A. Tycho [et al.] // Appl. Opt. — 2002. — Vol. 41. — P. 6676–6691.
9. McGlain, D. Bessel beams: diffraction in a new light. / D. McGlain, K. Dholakia // Cont. Phys. — 2005. — Vol. 46, № 1. — P. 15–28.
10. McQueen, C. A. An experimental to study a «nondiffracting» light beam / C. A. McQueen, J. Arit, K. Dholakia // Am. J. Phys. — 1999. — Vol. 67, № 10. — P. 912–915.
11. High-resolution optical coherence tomography over a large depth range with an axicon lens / Z. Ding [et al.] // Opt. Letters — 2002. — Vol. 27, № 4. — P. 243–245.
12. Influence of scattering media on regular structure and speckle of quasi-nondiffractive Bessel light beams / V. Belyi [et al.] // IC Speckle06: Proc. of SPIE, edited by P. Slangen, Ch. Cerruti. — France, 2006. — Vol. 6341. — P. 634120-1–63410-6.
13. Burval, A. Axicon imaging by scalar diffraction theory / A. Burval // Royal institute of technology, Department of Microelectronics and Information Technology, Optics Section, Stockholm, Electrum 299, SE-164 40 Kista. — Kista, 2004. — 68 p.
14. Durnin, J. Diffraction-free beams / J. Durnin, J. J. Miceli, J. H. Eberly // Phys. Rev. Lett. — 1987. — Vol. 58. — P. 1499–1501.
15. Testing of nonlinear diamond / J. Hayes [et al.] // Appl. Opt. — 1981. — Vol. 20, № 2. — P. 235–239.
16. Lopez-Mariscal, C. The generation of nondiffracting beams using inexpensive computer-generated holograms / C. Lopez-Mariscal, J. C. Gutierrez-Vega // Am. J. Phys. — 2007. — Vol. 75, № 1. — P. 36–42.
17. High-resolution optical coherence tomography over a large depth range with an axicon lens / Z. Ding [et al.] // Opt. Letters — 2002. — Vol. 27, № 4. — P. 243–245.
18. Lee, K.-S. A 5-mm catheter for constant resolution probing in Fourier domain optical coherence endoscopy / K.-S. Lee, L. Wu, H. Xie // Photonics west 2007: Proc. of SPIE. — 2007. — Vol. 6432. — P. 64320B–64326B.

19. Lee, K.-S. Bessel beam spectral-domain high-resolution optical coherence tomography with micro-optic axicon providing extended focusing range / K.-S. Lee, J. P. Rolland // *Opt. Letters*. — 2008. — Vol. 33, № 15. — P. 1696–1698.

20. Fourier domain optical coherence tomography with an 800 mkm diameter axicon lens for long-depth-range probing / K.-S. Lee [et al.] // *SPIE*. — 2006. — Vol. 6079. — P. 607919-1–607919-8.

21. Ren, Q. Axicon: A new laser beam delivery system for corneal surgery / Q. Ren, R. Birngruber // *IEEE, J. Quant. Electr.* — 1990. — Vol. 26, № 12. — P. 2305–2308.

22. Краморева, Л. И. Экспериментальное изучение беселевых световых пучков в рассеивающих средах / Л. И. Краморева,

Н. А. Хило, Е. С. Петрова // *Материалы V Междунар. науч.-техн. конф. КЭ2004*, 22–25 нояб., 2004. — Минск: БГУ, 2004. — С. 13.

23. Краморева, Л. И. Acousto-optical interaction in suspensions / L. I. Kramoreva, A. A. Ruzhevich // *Intern. Conf.: Electronics and applied physics*, 24–27 Novemb., 2005, Kyiv, Ukraine: Proc.Conf. — Kyiv, 2005. — P. 141–142.

24. Солуков, А. В. О перспективе использования конических световых пучков в системах оптической визуализации микроструктуры биологических тканей / А. В. Солуков, И. Л. Бабков, Л. И. Краморева // *Респ. научн.-практ. конф. Актуальные проблемы медицины*, 21–22 февр., 2008 г.: сб. науч. ст. / под ред. А. Н. Лызикова [и др.]. — Гомель, 2008. — Т. 4. — С. 18–21.

Поступила 05.07.2012

КЛИНИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНА

УДК 615.099.036.8-071(476.2)

ОСТРЫЕ ОТРАВЛЕНИЯ АЛКОГОЛЕМ И СУРРОГАТАМИ АЛКОГОЛЯ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ ВРАЧА НА СТАЦИОНАРНОМ ЭТАПЕ ЛЕЧЕНИЯ

Н. В. Василевич, Э. Н. Платошкин, Д. В. Запольский

Гомельский государственный медицинский университет
Гомельская городская клиническая больница скорой медицинской помощи

Представлен в динамике анализ структуры острых отравлений алкоголем и суррогатами алкоголя у пациентов на госпитальном этапе лечения на протяжении десятилетнего периода.

Ключевые слова: острые отравления, пол, возраст, летальность.

ACUTE POISONINGS WITH ALCOHOL AND ITS SURROGATES IN CLINICAL PRACTICE OF A DOCTOR AT HOSPITAL

N. V. Vasilevich, E. N. Platoshkin, D. V. Zapolskiy

Gomel State Medical University
Gomel Municipal Clinical Hospital of First Medical Aid

The article presents the structural and incidental analysis of acute poisoning caused by alcohol and its surrogates in patients during their hospital treatment for ten years.

Key words: acute poisoning, sex, age, morbidity.

Введение

Отравление — патологическое состояние, вызванное воздействием на организм человека экзогенных токсических веществ, способных вызывать нарушение различных физиологических функций организма и создавать опасность для его жизни. Тяжесть состояния при отравлении обусловлена видом и количеством токсического вещества, путем его поступления в организм человека, временем экспозиции, исходным состоянием организма.

В структуре острых отравлений особое и важное место занимают отравления, вызванные алкоголем и его суррогатами.

Доступность и вседозволенность в употреблении спиртных напитков (алкоголя) порождают повсеместно большое количество отравлений среди населения Республики Бела-

рус, нередко со смертельным исходом. Аналогичная ситуация отмечается и в различных регионах России, где больные с отравлениями алкоголем и его суррогатами составляют в среднем 20 и более процентов от всех пациентов, госпитализированных с различными видами отравлений [1, 2, 3]. Необходимо отметить тесную связь острой алкогольной интоксикации с повышенным риском смерти в результате дорожного, бытового, производственного травматизма, отморожений и ожогов [4].

Острые отравления алкоголем обычно связаны с употреблением непосредственно этилового спирта или напитков, содержащих более 12 % этилового спирта [5].

Суррогаты алкоголя подразделяются на «истинные», приготовленные на основе этилового спирта и содержащие в своем составе раз-