



# **ОПТИЧЕСКАЯ КОГЕРЕНТНАЯ ТОМОГРАФИЯ (ОКТ)**

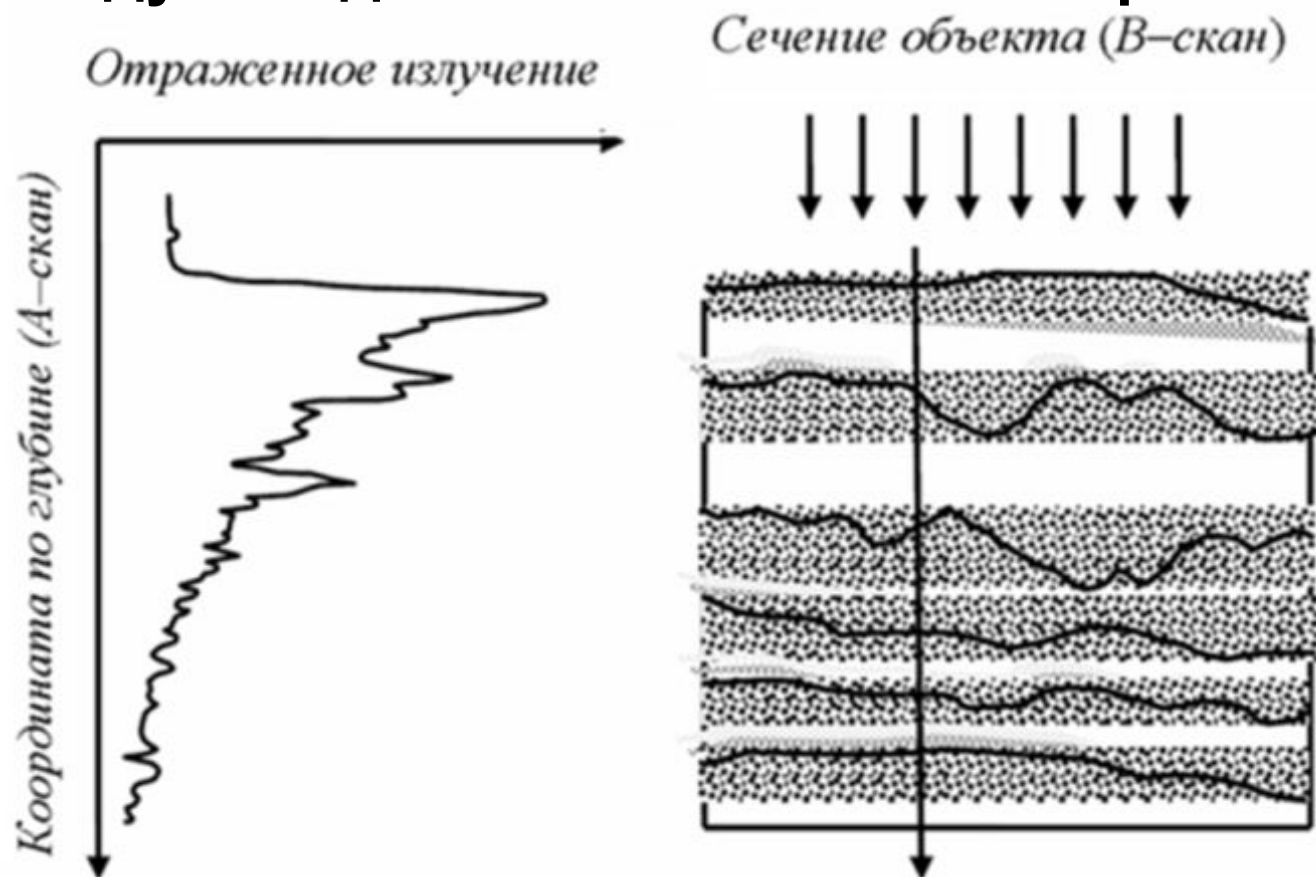
# Область применения ОКТ

- Офтальмология
- Гастроэнтерология
- Кардиология
- Урология
- Дерматология
- Стоматология
- Материаловедение и пр.

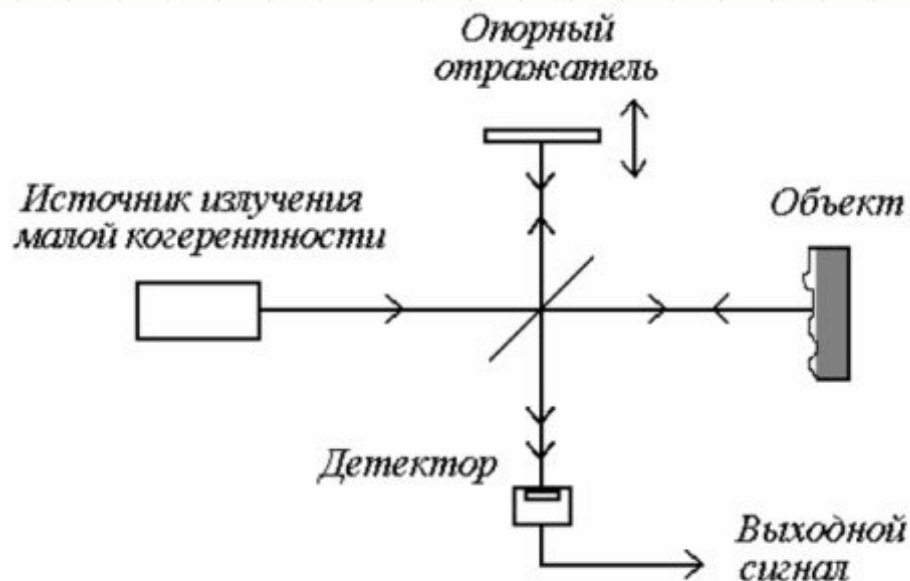
До недавнего времени основой всех когерентных томографов был интерферометр Михельсона (time-domain OCT). Источником света в нем является суперлюминесцентный диод, позволяющий получать луч низкой когерентности. С помощью делителя световой пучок расщепляется на две равные части, одна из которых направляется на исследуемую структуру, вторая – на подвижное зеркало (опорное плечо). Исследователь путем смещения рабочей части прибора добивается того, чтобы расстояние до обоих объектов было одинаковым. После этого отраженные лучи суммируются, что вызывает эффект интерференции, регистрируемый фотодетектором. Полученная амплитуда интерферирующей световой волны характеризует отражающую способность конкретной точки исследуемого объекта. Затем опорное плечо смещается и выполняется исследование следующей точки. В итоге формируется одномерный А-скан (axial scan).



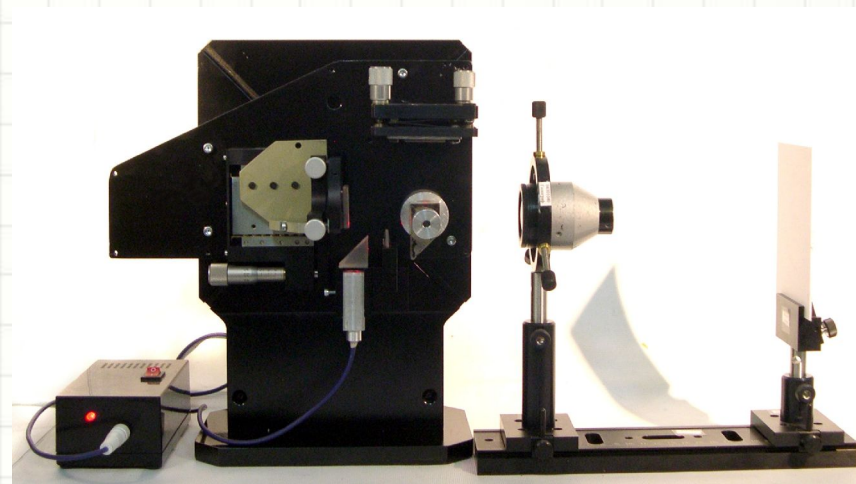
Получаемое путем суммирования нескольких А-сканов двухмерное изображение, по аналогии с ультразвуковым исследованием, называется В-сканом. Расстояние между точками А-скана определяет продольное (аксиальное) разрешение, между соседними А-сканами – поперечное.







## интерферометр Михельсона

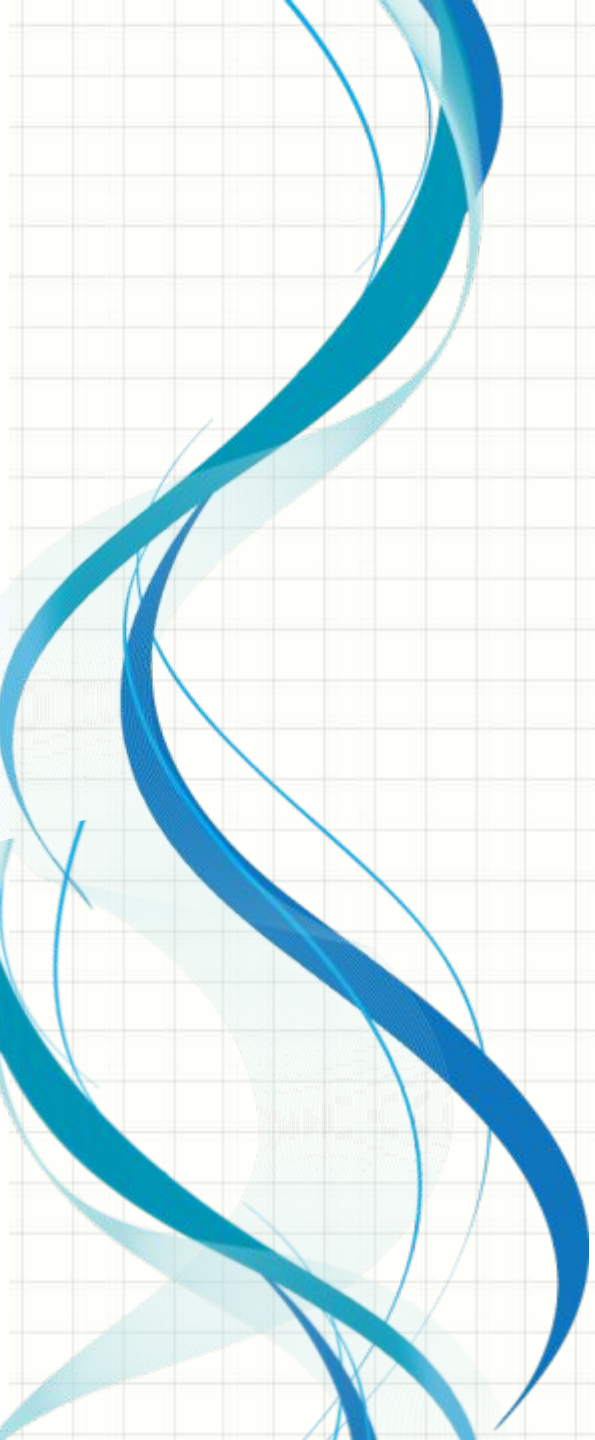


Результаты применения методов интерферометрии малой когерентности для восстановления трехмерной структуры рассеивающих сред в медицине были опубликованы в 1991 г. Исследования проводились в Массачусеттском технологическом институте (Кембридж, США). В 1994 г. разработанная технология ОКТ была передана зарубежному подразделению фирмы Carl Zeiss, Inc. (Humphrey Instruments, Дублин, США), и в 1996 г. была создана первая серийная система ОКТ, предназначенная для офтальмологической диагностики глаукомы методом прямого наблюдения состояния зрительного нерва и сетчатки глаза.



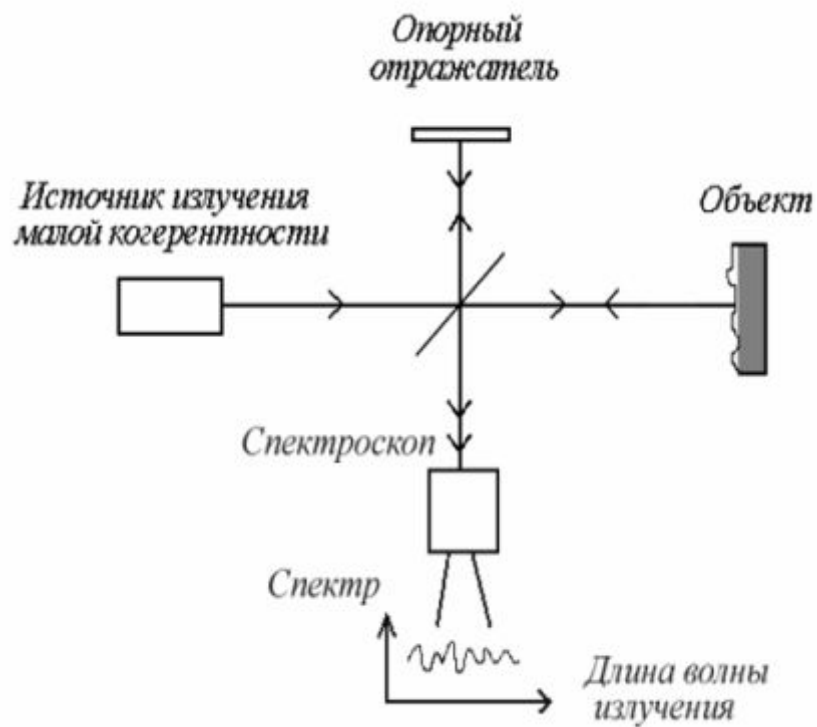
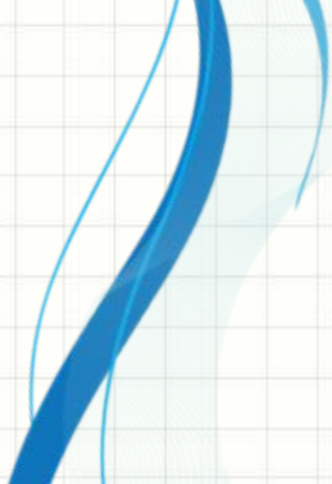
## **Прибор, реализующий технология ОКТ в офтальмологии – Stratus OCT (Carl Zeiss Meditec)**

Максимальная разрешающая способность Time-domain ОКТ в клинике представлена в последней модификации Stratus OCT и составляет 8–10 мкм при скорости сканирования 400 А-сканов в секунду. Стандартное исследование, состоящее из 512 А-сканов, занимает, таким образом, более 1 секунды.



Коренной перелом в технологии ОКТ связан с внедрением в практику спектральных интерферометров, использующих преобразование Фурье (spectral/Fourier domain).

В отличие от интерферометра Михельсона был использован спектрометр и высокоскоростная CCD – камера (CCD – charge-coupled device, или ПЗС - прибор зарядовой связи). Источник света - широкополосный суперлюминесцентный диод, позволяющий получить низкокогерентный луч, содержащий



Как и в time-domain ОСТ, световой импульс делится на две равные части, одна из которых отражается от фиксированного опорного плеча (зеркала), вторая – от исследуемого объекта. Затем сигналы суммируются, а проинтерферировавший луч света раскладывается на составные части спектра, которые одновременно фиксируются CCD-камерой. Полученный спектр интерференции состоит из совокупности световых волн, отраженных от различных по глубине участков исследуемого объекта. Затем из полученного массива данных путем математического преобразования Фурье выделяются частотные составляющие, из которых формируется  $\Delta$  скан.



3D OCT-2000  
Topcon (Топкон)



Таким образом, получение линейного скана измерения отражающих свойств каждой отдельной точки пространства, а одномоментно. Глубина сканирования при этом равна зоне когерентности. Подобный принцип исследования позволяет преодолеть ограничивающие факторы, связанные со скоростью и точностью движения механических частей интерферометра, поскольку опорное плечо остается во время исследования неподвижным.

Скорость сканирования спектральных ОКТ зависит от быстроты работы CCD-камеры и математического преобразователя, а аксиальная разрешающая способность – от чувствительности спектрометра. Поперечное разрешение всех типов ОКТ ограничивается абберациями оптической системы глаза.

Благодаря принципу своей работы, спектральные ОКТ позволяют выполнять более 25 тыс. линейных сканов в секунду, превосходя по этому параметру оптические томографы предыдущего поколения более чем в 60 раз (некоторые модели – в 120 раз). Аксиальная разрешающая способность находится в пределах 3–8 мкм, поперечная – 10–15 мкм.

**На сегодня на мировом рынке представлено 5 моделей спектральных оптических когерентных томографов с возможностью исследования заднего отрезка глаза:**

**1**

- RTVue-100 фирмы Optovue (США) – в одном приборе возможности исследования как переднего, так и заднего отрезка глазного яблока;

**2**

- 3D OCT-1000/2000 (Topcon) – функции фундус-камеры и сопоставления фотоснимка глазного дна с ОКТ изображением;

**3**

- CIRRUS HD OCT (Carl Zeiss);

**4**

- Spectralis HRA+OCT (Heidelberg Engineering) – ОКТ-приставка к лазерному сканирующему ангиографу HRA.

**5**

- Soct Copernicus и Soct Copernicus HR совместного производства Reichert (США) – Optopol (Польша).

Soct Copernicus HR обладает на сегодняшний день максимальной заявленной скоростью сканирования (55000 А-сканов в секунду) и аксиальным разрешением (3 мкм). Также под маркой Soct разработан спектральный ОКТ для исследования переднего отрезка глаза.



Проблема томографов предыдущего поколения - чувствительность метода к микродвижениям глазного яблока. Наибольшие погрешности вызывают так называемые микросаккады – произвольные быстрые движения. Одно стандартное исследование на Stratus OCT (512 А–сканов) длится 1,28 сек. – за это время глазное яблоко 10–14 раз меняет свое положение. Подобный эффект негативно сказывается на конечной томограмме. Для нейтрализации появляющихся артефактов применяются методы графического сглаживания. Они эффективно выравнивают изображение, но могут скрывать локальные изменения, что вносит дополнительные затруднения в интерпретацию результатов.

СКТ в отличие от time-domain OCT позволяют получить стандартный линейный профиль (1024 А-сканов) в среднем за 0,04 сек. За этот промежуток времени глазное яблоко не успевает совершить значимых движений, а значит, конечный В-скан максимально соответствует истинной структуре изучаемого объекта.

Высокое разрешение позволяет четко идентифицировать все слои сетчатки и внутренние слои сосудистой оболочки. Диагностический поиск производится на уровне отдельных структур и групп клеток (рис. 1). Четкая визуализация комплекса «пигментный эпителий – слой фоторецепторов – наружная пограничная мембрана» способствует раннему выявлению ретино-хориоидальной патологии. В качестве примера на рисунке 2 представлена ОКТ периферической зоны сетчатки пациента, страдающего дистрофией Штаргардта. Высокая разрешающая способность метода

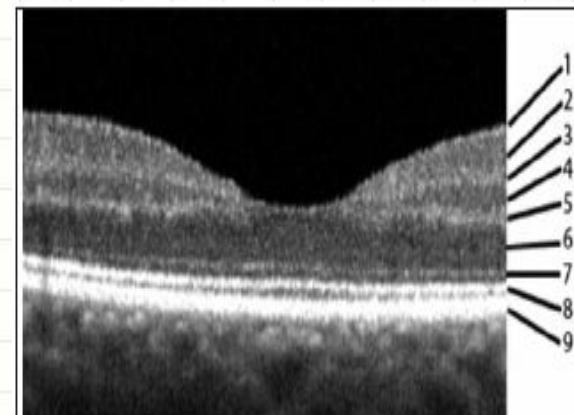


Рис. 1. Спектральная оптическая когерентная томография позволяет четко визуализировать основные слои сетчатки

(1 – внутренняя пограничная мембрана и слой нервных волокон, 2 – слой ганглиозных клеток, 3 – внутренний плексиформный слой, 4 – внутренний ядерный слой, 5 – наружный плексиформный слой, 6 – наружный ядерный слой, 7 – внутренняя пограничная мембрана, 8 – внутренние и наружные сегменты фоторецепторов, 9 – пигментный эпителий с прилегающими хориокапиллярами)

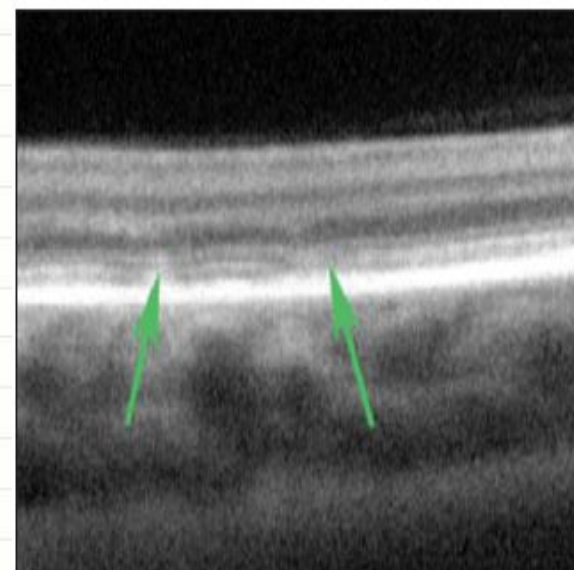


Рис. 2. ОКТ периферии сетчатки пациентки, страдающей дистрофией Штаргардта

Стрелками указаны дефекты в слое наружных/внутренних сегментов фоторецепторов



# Трехмерная визуализация

В спектральных ОКТ появилась возможность трехмерной визуализации объекта. Скорость сканирования позволяет выполнить более 50 000 А-сканов участка ткани фиксированной площади за 1–2 с. Затем программное обеспечение восстанавливает трехмерную структуру объекта.

**3D** Профиль поверхности изучаемой структуры, внутренняя топография

Четкая визуализация границ патологических образований, наблюдение за их динамикой

Выявляет небольшие по размерам изменения, вероятность попадания которых в одиночный линейный скан мала

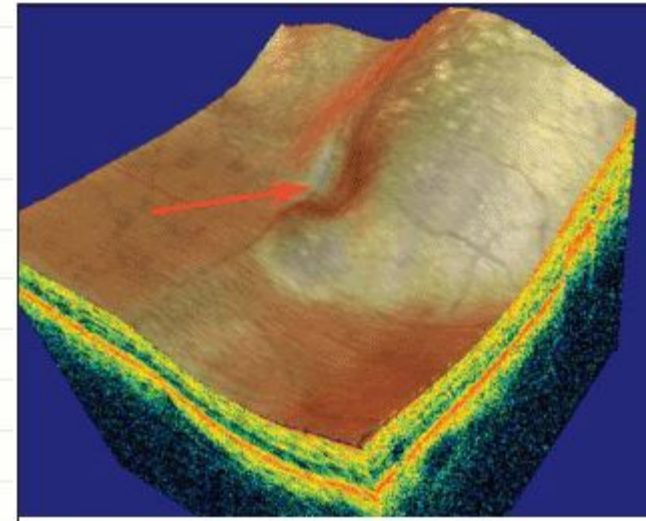


Рис. 3. Трехмерная модель центральной зоны сетчатки пациентки с хорoidalной неоваскуляризацией  
Распространение отслойки пигментного эпителия на область фoveолы (указана стрелкой)

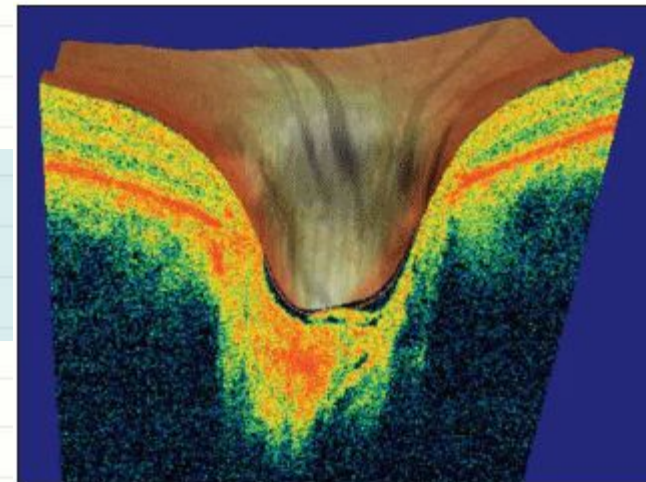


Рис. 4. Трехмерная модель головки зрительного нерва пациента, страдающего первичной открытоугольной глаукомой  
Четко определяется профиль экскавации, топография слоя нервных волокон

# Функция картирования

Возможность исследования толщины сетчатки и ее слоев на определенном участке впервые была реализована в Stratus OCT.

Итогом выполнения стандартного протокола (не более 1 с) является карта, представляющая полученные результаты графически и в абсолютных значениях. Методы картирования нашли широкое применение как в практической, так и в научно-исследовательской

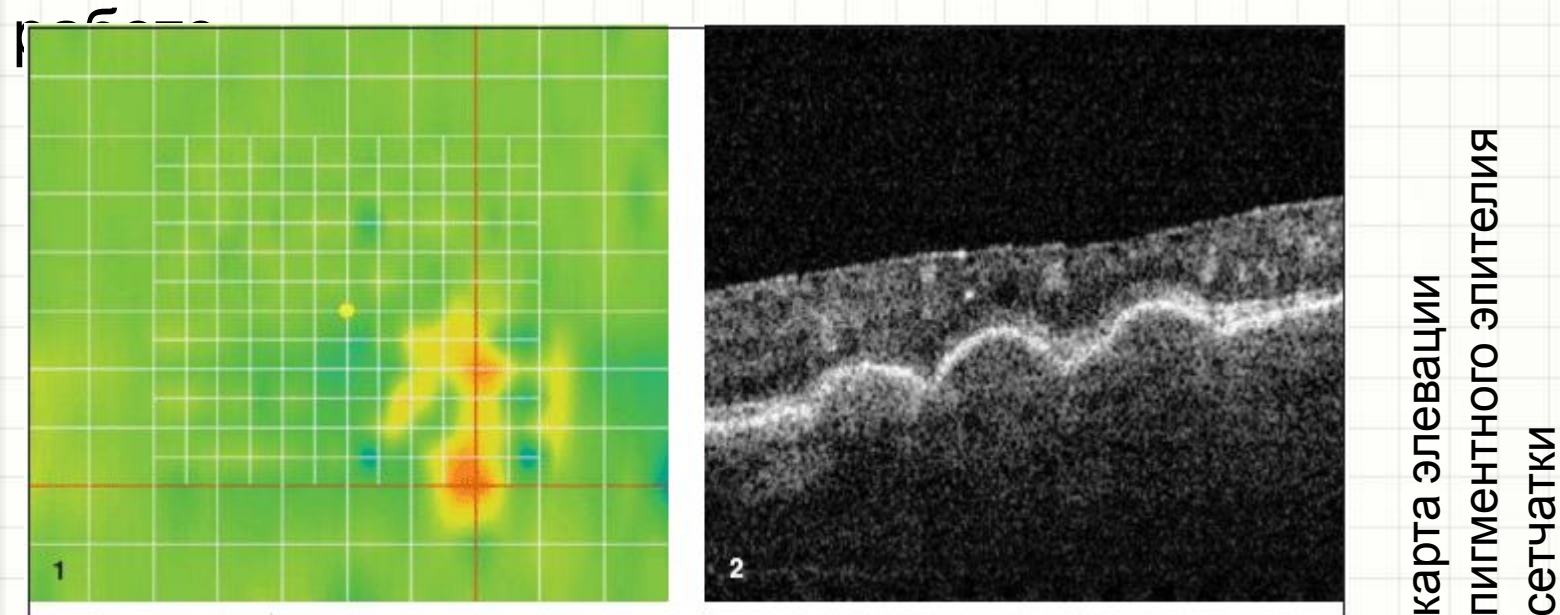
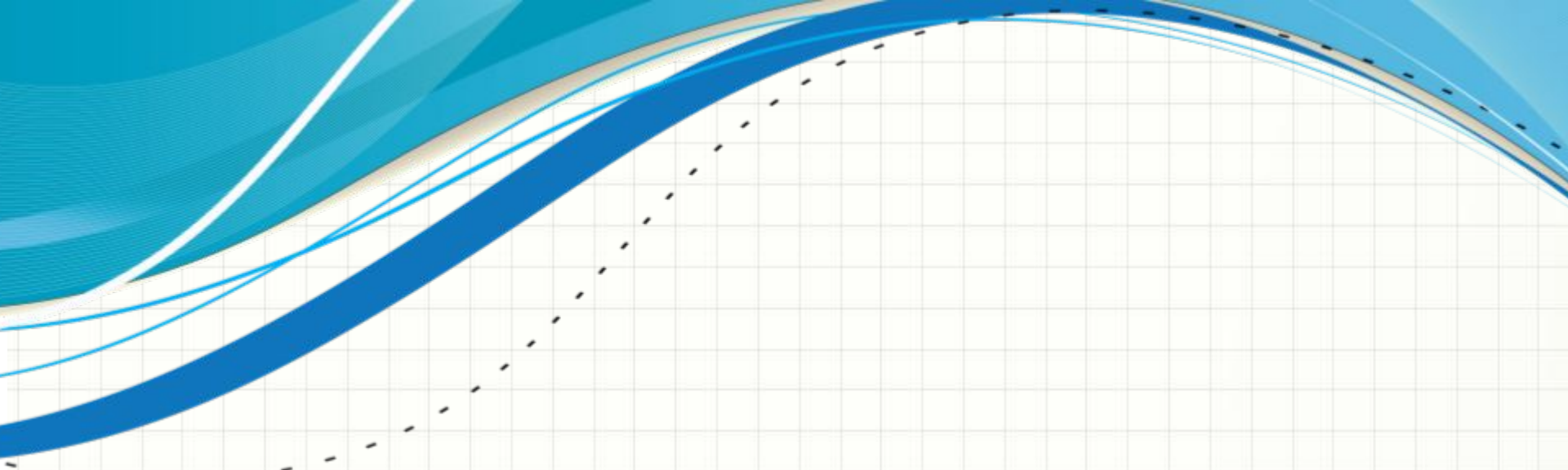


Рис. 5. Результаты спектральной ОКТ пациентки с впервые выявленной возрастной макулодистрофией



# **ИНТЕРФЕРОМЕТРИЯ МАЛОЙ КОГЕРЕНТНОСТИ И ОПТИЧЕСКАЯ КОГЕРЕНТНАЯ ТОМОГРАФИЯ**





**При использовании источника малой когерентности значения комплексных составляющих электрического поля измерительной и опорной волн в фиксированной точке наблюдения можно выразить в форме**

$$E_{1i}(t) = ra_i(t)\exp[j2\pi v_i(t)], \quad (1.1)$$

$$E_{2i}(t) = a_i(t+\tau)\exp[-j2\pi v_i(t+\tau)], \quad (1.2)$$

где индекс  $i$  обозначает различные волновые пути с амплитудами  $a_i(t)$  и частотами  $v_i$ ,  $\tau = \Delta/c$  – интервал времени запаздывания измерительной волны при оптической разности хода  $\Delta$ ,  $r$  – амплитудный коэффициент отражения измерительной волны ( $r \leq 1$ ),  $c$  – скорость света.



Интенсивность света на выходе интерферометра

$$I(\tau) = \left\langle [E_{1i}(t) + E_{2i}(t + \tau)][E_{1i}(t) + E_{2i}(t + \tau)]^* \right\rangle_i = I_0 + 2\sqrt{I_1 I_2} \operatorname{Re} V(\tau), \quad (1.3)$$

где угловые скобки обозначают операцию усреднения,  $I_0 = I_1 + I_2$  – фоновая составляющая, не зависящая от  $\tau$ ,  $I_1$  и  $I_2$  – интенсивности излучения измерительной и опорной волн,  $V(\tau)$  – нормированная функция взаимной когерентности интерферирующих волн,

$$V(\tau) = \left\langle E_1(t) E_2^*(t + \tau) \right\rangle / (I_1 I_2)^{1/2}. \quad (1.4)$$

Для случая излучения внутри узкого интервала частот  $\Delta\nu$ ,  $\Delta\nu / \langle \nu \rangle \ll 1$ , и достаточно малых значений  $\tau$ , таких что  $(\Delta\nu)\tau \ll 1$ , выражение (1.3) можно представить в форме

$$I(\tau) = I_0 + 2\sqrt{I_1 I_2} |V(\tau)| \cos(2\pi \langle \nu \rangle \tau), \quad (1.5)$$

где  $|V(\tau)|$  представляет степень временной когерентности излучения. При отсутствии дисперсии в среде функция (1.4) совпадает с функцией когерентности исходного излучения источника

$$V(\tau) = \left\langle E(t) E^*(t + \tau) \right\rangle / \left\langle E(t) E^*(t) \right\rangle, \quad (1.6)$$

т.е. с нормированной корреляционной функцией случайного процесса излучения волновых цугов.

Полагая процесс стационарным и эргодическим, можно использовать теорему Винера-Хинчина, согласно которой корреляционная функция является преобразованием Фурье спектральной плотности мощности процесса. Излучение источника рассматривается при этом как совокупность спектральных компонентов, и усреднение по ансамблю волновых цугов в (1.3) заменяется в (1.4)–(1.6) усреднением во времени.

Спектральная плотность мощности излучения определяется в области длин волн  $\lambda$ ,  $\lambda = c/\nu$ . Интервал времени запаздывания  $\tau = \Delta/c$  для среды с постоянным показателем преломления  $n_s$  можно выразить значением координаты  $z$  по глубине среды как  $\tau = 2n_s z/c$  (полагаем  $z \geq 0$  и  $z = 0$  на поверхности образца). При этом выражение (1.5) принимает вид

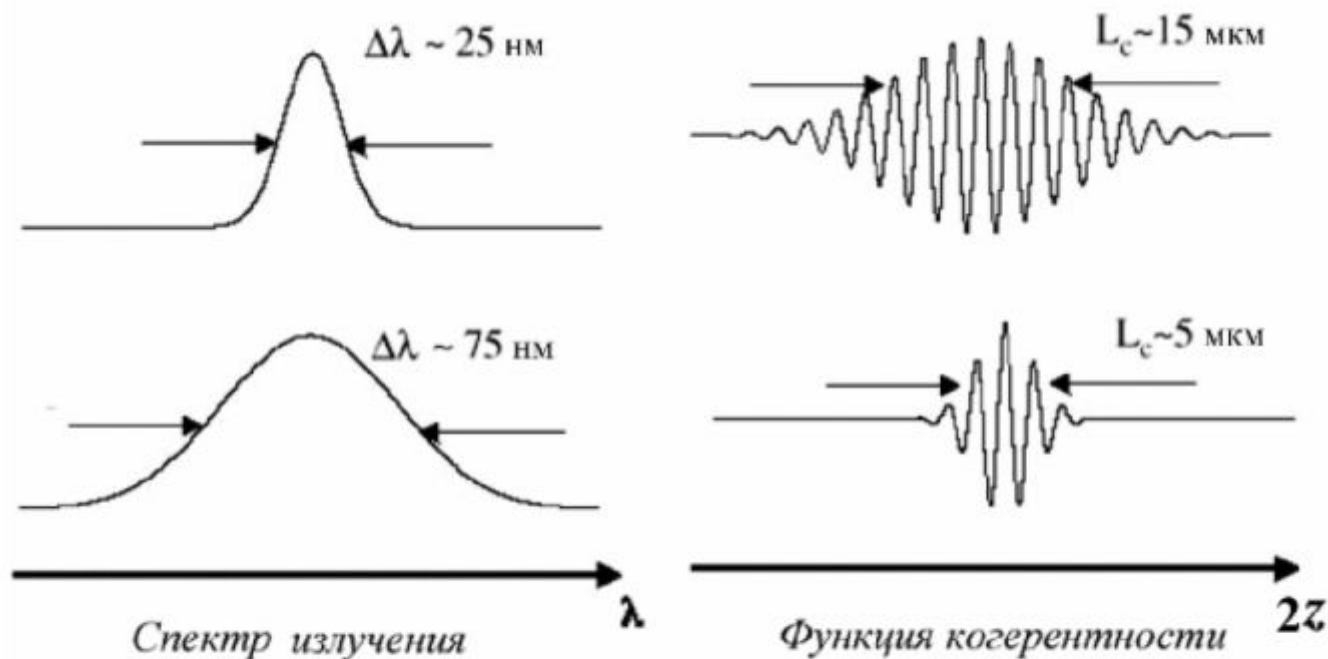
$$I(z) = I_0 + 2\sqrt{I_1 I_2} |V(z)| \cos(2n_s \langle k \rangle z), \quad (1.7)$$

где  $\langle k \rangle = 2\pi/\langle \lambda \rangle$  – среднее значение волнового числа. Преобразованием Фурье функции гауссовой формы, как известно, является функция такой же формы, и в случае источника с гауссовым спектром Гауссова огибающая интерференционных полос  $|V(z)|$  в (1.7) имеет ширину на уровне 0,5, равную (см., например, [12, 39])



$$L_c = (4\sqrt{\ln 2} / \pi) / (\langle \lambda \rangle^2 / \Delta \lambda) \approx 0,44 \langle \lambda \rangle^2 / \Delta \lambda, \quad (1.8)$$

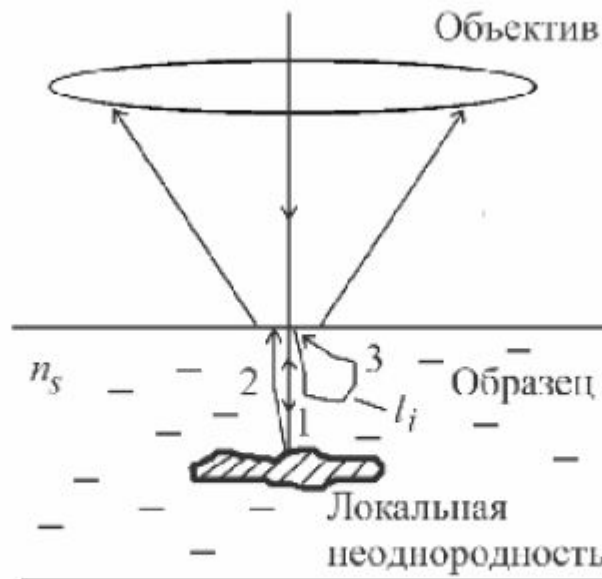
где  $\Delta \lambda$  - ширина спектра на уровне 0,5. Значение длины когерентности  $L_c$  определяет область, в которой наблюдаются интерференционные полосы малой когерентности (см. рис. 6) и, следовательно, разрешающую способность по координате  $z$ .



**Рис. 6.** Примеры соотношения между шириной спектра излучения и длиной когерентности

Обычно полагают, что при взаимодействии с объемной средой измерительная волна содержит три составляющие :

- При однократном отражении от локальной неоднородности
- Составляющую с малым рассеянием при сохранении частичной когерентности
- Диффузно отраженная составляющая с сильным рассеянием при



**Рис. 7.** Составляющие измерительной волны при объемном отражении: 1 – однократное отражение, 2 – отражение с малым рассеянием, 3 – диффузное многократное отражение



Для случая однократного

$$\text{отражения } J = 2\sqrt{I_1 I_2} \int_0^{\infty} [r(z)] |V(z' - z)| \cos [2n\langle k \rangle (z' - z)] dz, \quad (1.9)$$

где  $z'$  – координата слоя по глубине среды, выделяемого при перемещении опорного отражателя интерферометра. Функцию  $r(z)$  можно определить через нормированную производную от интенсивности отраженной волны по глубине среды  $I_s(z)$  в форме

$$r(z) = \{d[I_s(z)]^{1/2} / dz\} / I_1^{1/2}, \quad (1.10)$$

где  $I_1$  – интегральная интенсивность отраженного излучения.

Второе слагаемое в выражении (1.9) является интегралом свертки

$$I(z') = I_0 + 2\sqrt{I_1 I_2} \int_0^{\infty} r(z) h(z' - z) dz$$

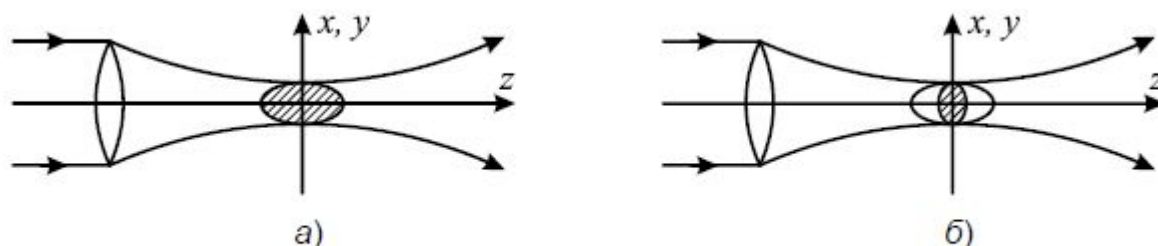
функции распределения отражения среды  $r(z)$  по глубине и «отклика» интерферометра для зеркально отражающего слоя

$$h(z) = |V(z)| \cos (2n_s \langle k \rangle z). \quad (1.11)$$

Согласно известной теореме о свертке, при переходе в частотную область (или соответствующую область волновых чисел  $k$ ) второе слагаемое в выражении (1.9) трансформируется в произведение Фурье-образов, а именно

$$J(k) = 2\sqrt{I_1 I_2} R(k) H(k), \quad (1.12)$$

где  $R(k) = F\{r(z)\}$ ,  $H(k) = F\{h(z)\}$ ,  $F\{\cdot\}$  обозначает операцию преобразования Фурье.



**Рис. 10.** Локализация слоя среды при фокусировке (а) и использовании излучения малой когерентности (б)

При фокусировке измерительного пучка локализуется область объекта, показанная на рис. 10, а. Размер этой области в поперечном сечении сфокусированного пучка определяется выражением

$$d_{xy} = 0,9 \langle \lambda \rangle / (2A), \quad (2.1)$$

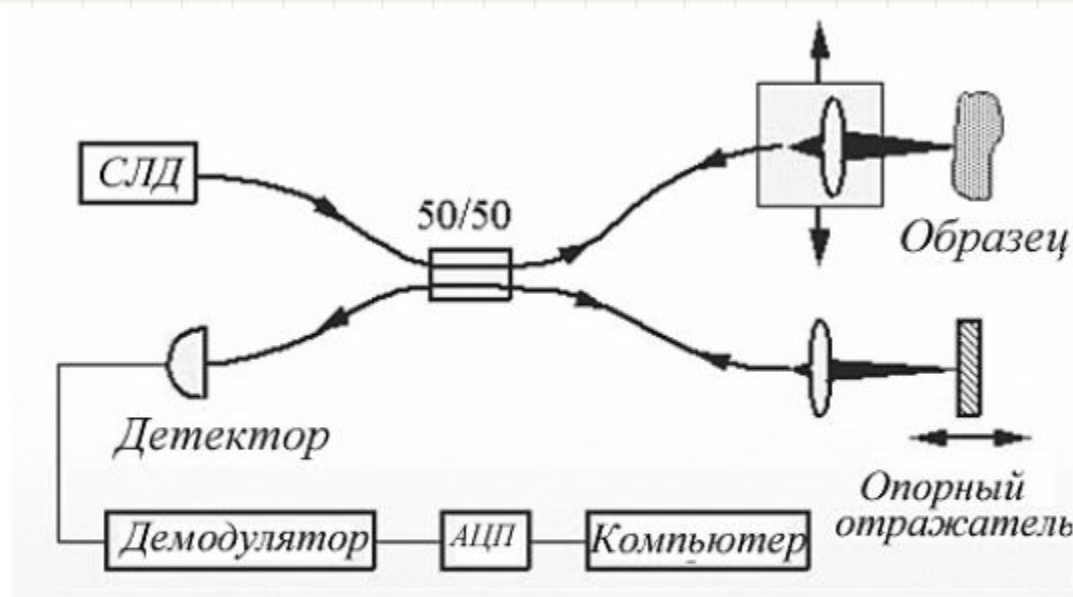
тогда как размер локализованной области по глубине фокусировки равен

$$d_z = 1,8 \langle \lambda \rangle / A^2, \quad (2.2)$$

где  $A$  – числовая апертура объектива.

При использовании излучения малой когерентности осуществляется дополнительная селекция слоя по глубине среды (см. рис. 10, б) в пределах длины когерентности, определяемой согласно (1.8). Из

$$\frac{d_z}{L_c} \approx \frac{0,4 \Delta \lambda}{A^2 \langle \lambda \rangle}. \quad (2.3)$$



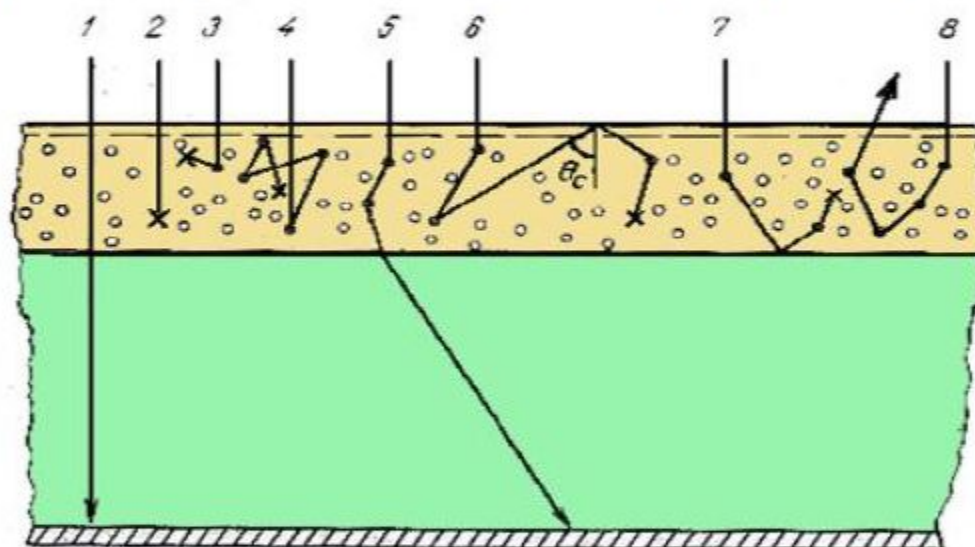
**Рис. 11.** Типичная схема ОКТ на основе волоконно-оптического интерферометра (СЛД – суперлюминесцентный диод)

В схеме рис. 11 используется одномодовое оптическое волокно для ввода излучения в интерферометр и в ветвях интерферометра. Одномодовое волокно выполняет роль пространственного фильтра, поэтому система подобна конфокальному микроскопу. Дополнительная селекция по глубине среды обеспечивается за счет малой длины когерентности излучения .



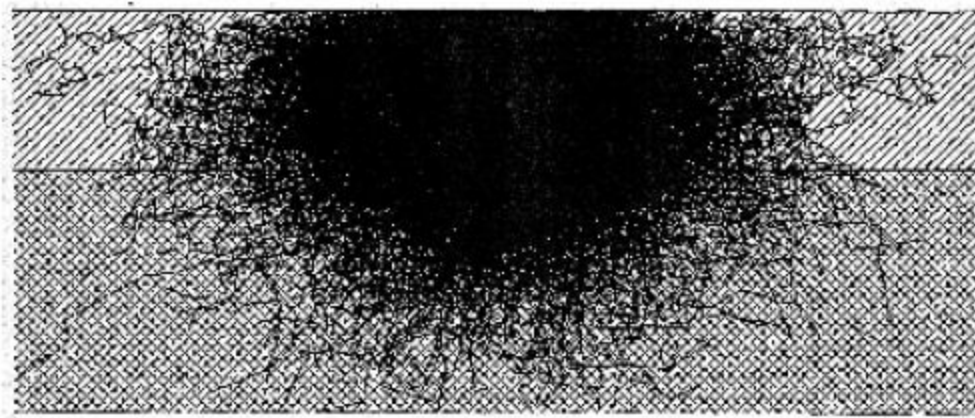
Ввиду сложности описания процессов рассеяния оптического излучения в случайно неоднородных средах и, как следствие, невозможности получения точных аналитических решений для моделирования широко используется метод Монте-Карло, который позволяет получить оценки основных характеристик рассеяния для различных сред (см., например, [65, 66]).

Метод основан на моделировании траектории каждого отдельного фотона (см. рис. 12) с учетом свойств среды и характеристик рассеяния.



**Рис. 12.** Траектории фотонов при моделировании рассеяния методом Монте-Карло. 1 – прохождение среды без отражения; 2 – поглощение без отражения; 3 – поглощение при однократном отражении; 4, 6, 7 – поглощение при многократном отражении; 8 – отражение без поглощения;  $\theta_c$  – критический угол при обратном отражении

При достаточно большом числе рассчитанных траекторий фотонов метод Монте-Карло позволяет количественно охарактеризовать особенности рассеяния излучения в данной среде (см. пример на рис. 13).



**Рис. 13.** Пример результата моделирования рассеяния оптического излучения в двухслойной среде с различными параметрами рассеяния в слоях методом Монте-Карло [62]

# Обработка сигналов в системах ОКТ

Для определения степени отражения излучения от различных слоев

среды требуется оценивать амплитуду интерферометрических сигналов

малой когерентности. Для устранения ложных некогерентных импульсных помех необходимо обеспечивать частотную селекцию (узкополосную фильтрацию) сигналов интерференционных полос.

Известны различные методы амплитудной демодуляции сигналов,

такие как амплитудное детектирование с последующей фильтрацией нижних частот и синхронная амплитудная демодуляция (квадратурное

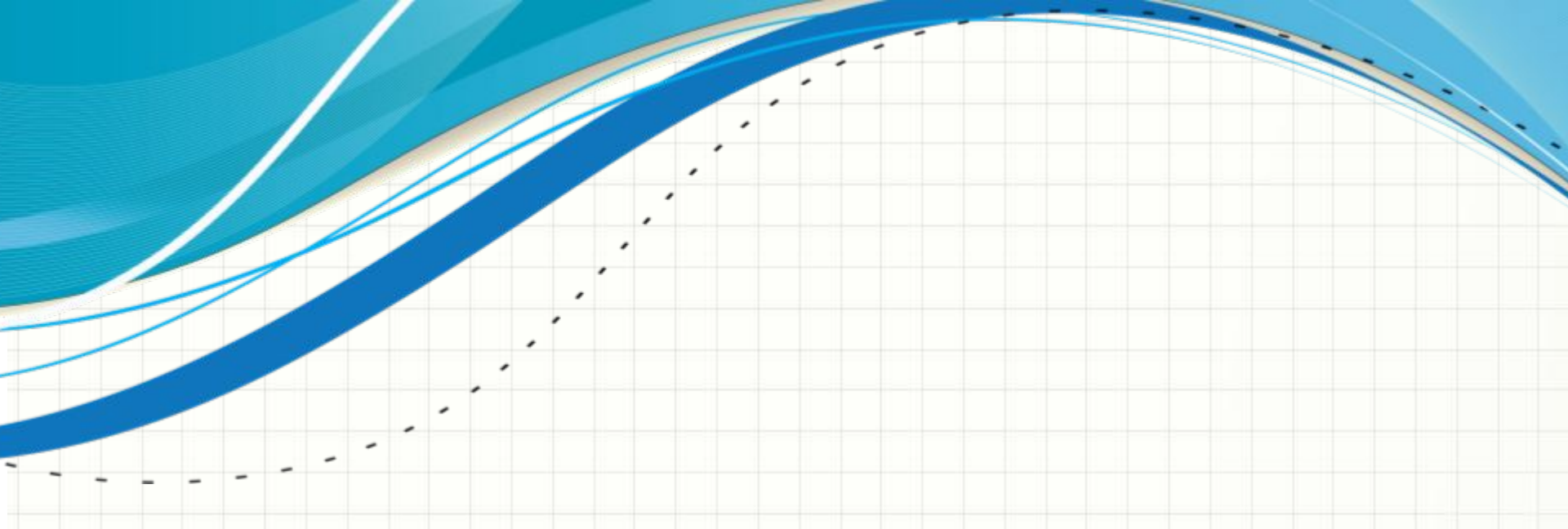
синхронное детектирование). Во всех случаях для обеспечения высокого качества фильтрации необходима точная априорная информация о характеристиках полезного сигнала. В частности, при синхронной демодуляции требуется точное знание несущей частоты.





Литература:

И.П. Гуров ОПТИЧЕСКАЯ  
КОГЕРЕНТНАЯ ТОМОГРАФИЯ:  
ПРИНЦИПЫ,  
ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ



# Приложение

# SOCT Copernicus+





# Рис. 1. Структуры сетчатки видимые при оптической когерентной томографии.

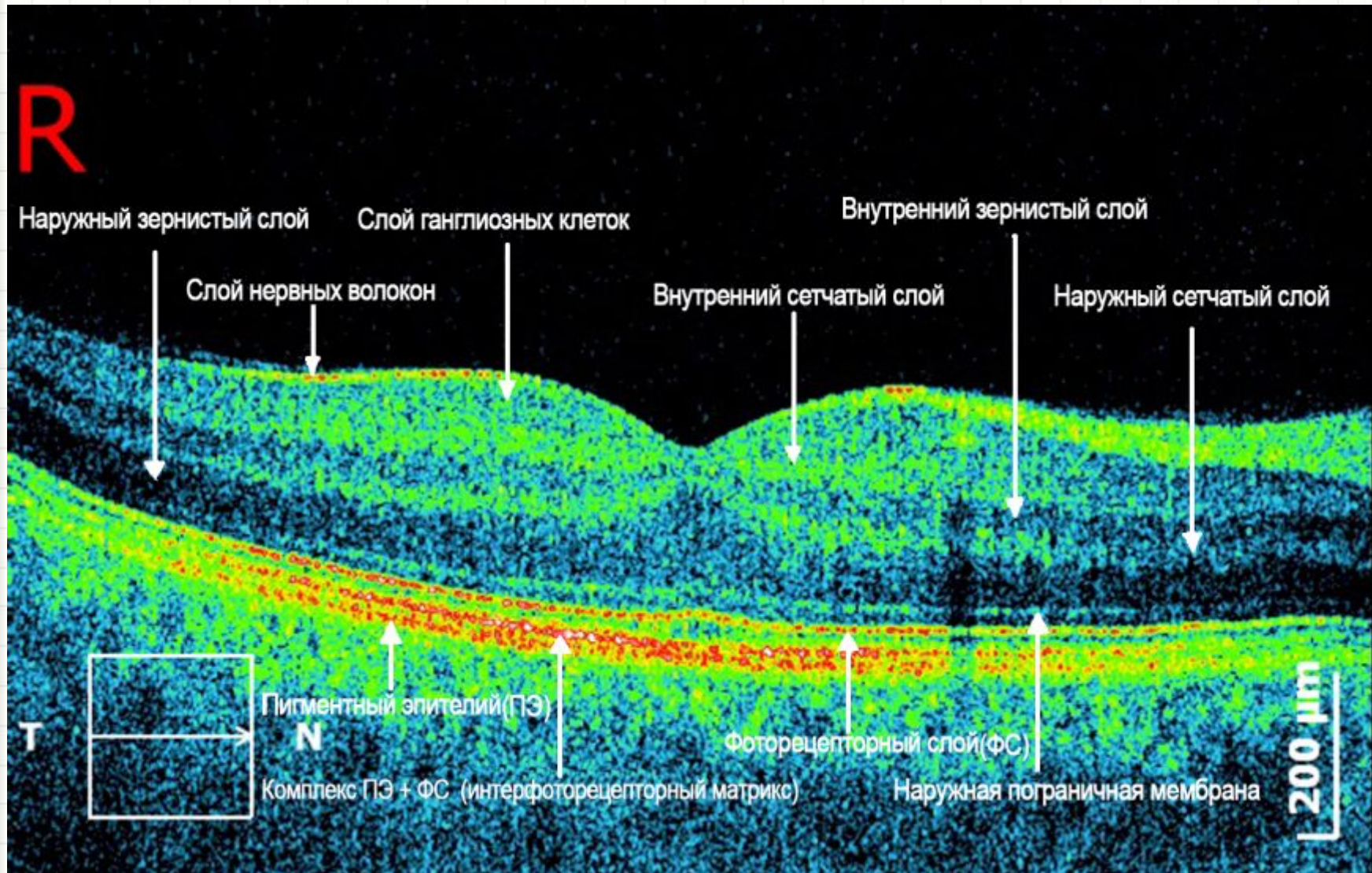
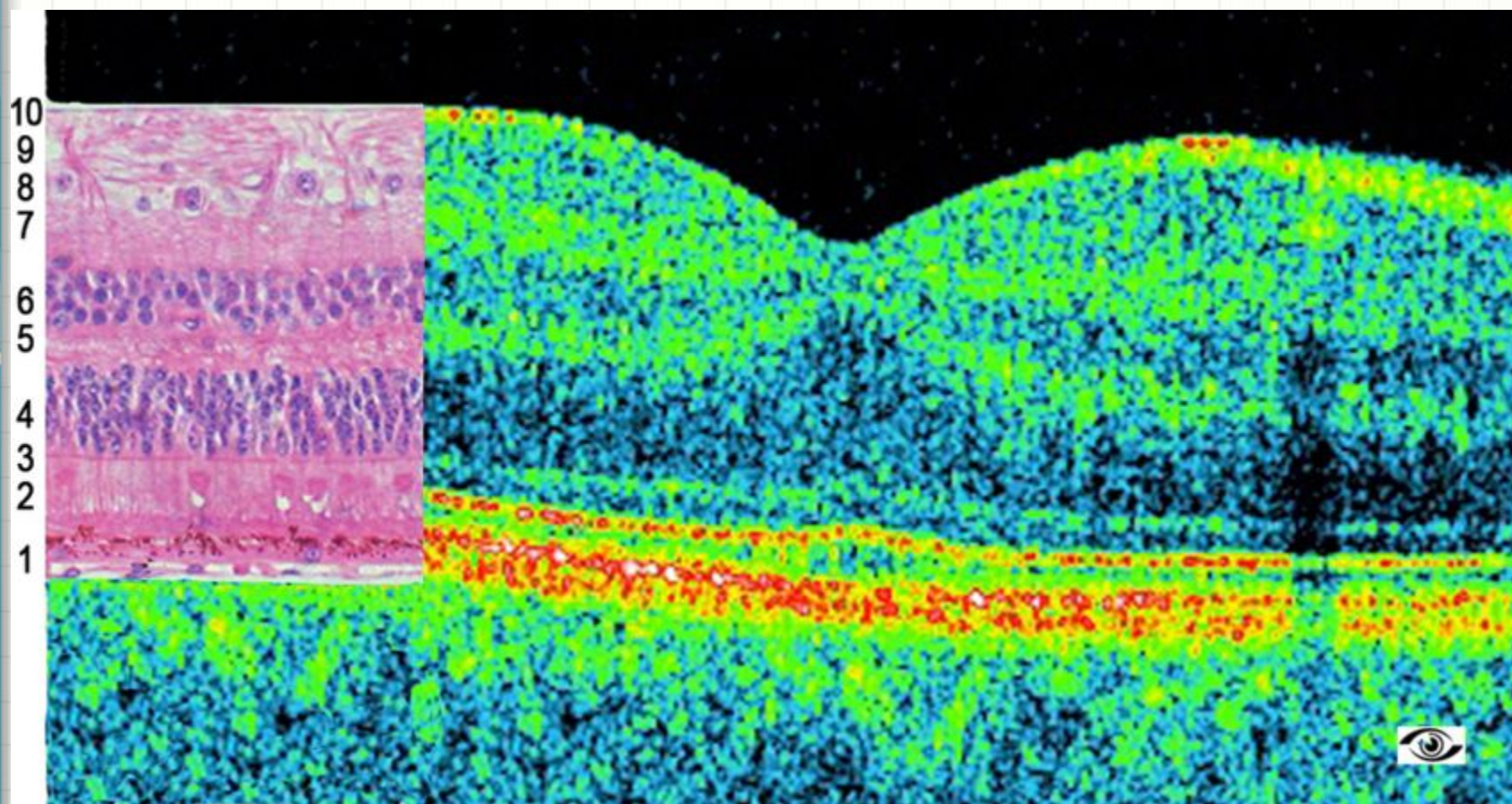




Рис.2. Соотношение гистологических слоев сетчатки и структур, видимых на ОКТ.





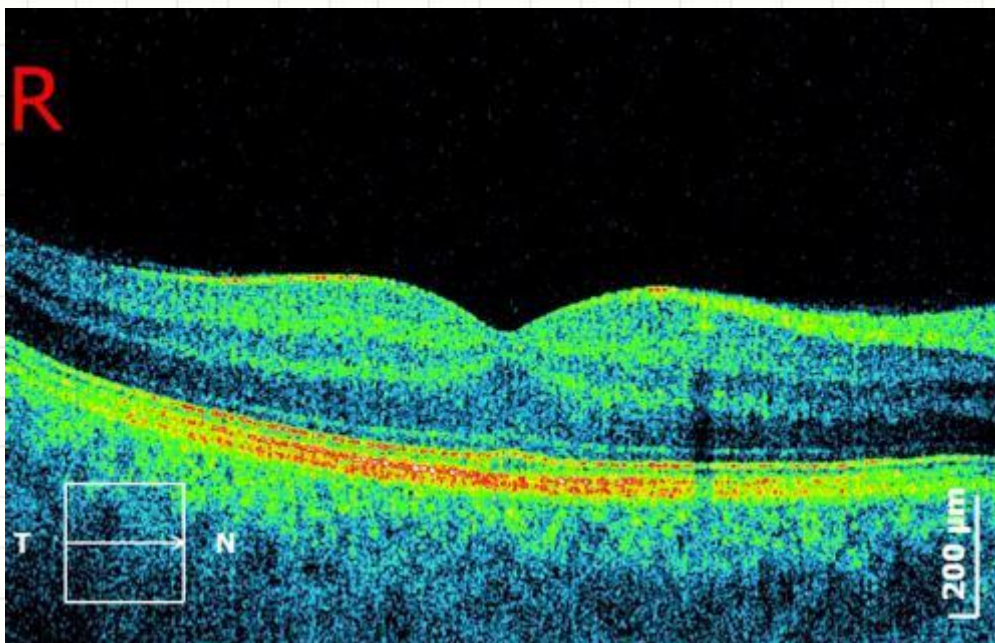


Рис.3. Томография макулярной зоны сетчатки в норме. Просматриваются все слои сетчатки.

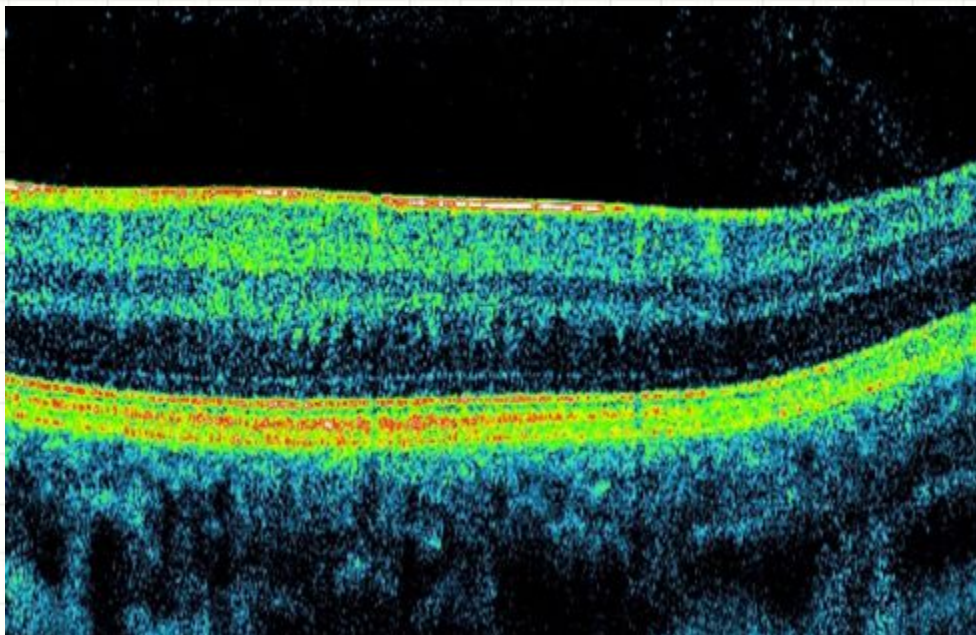


Рис. 4. Амблиопия. Срез через центр макулы. На срезе отсутствует центральная ямка макулы, которая не сформировалась из-за отсутствия адекватных СТИМУЛЛОВ



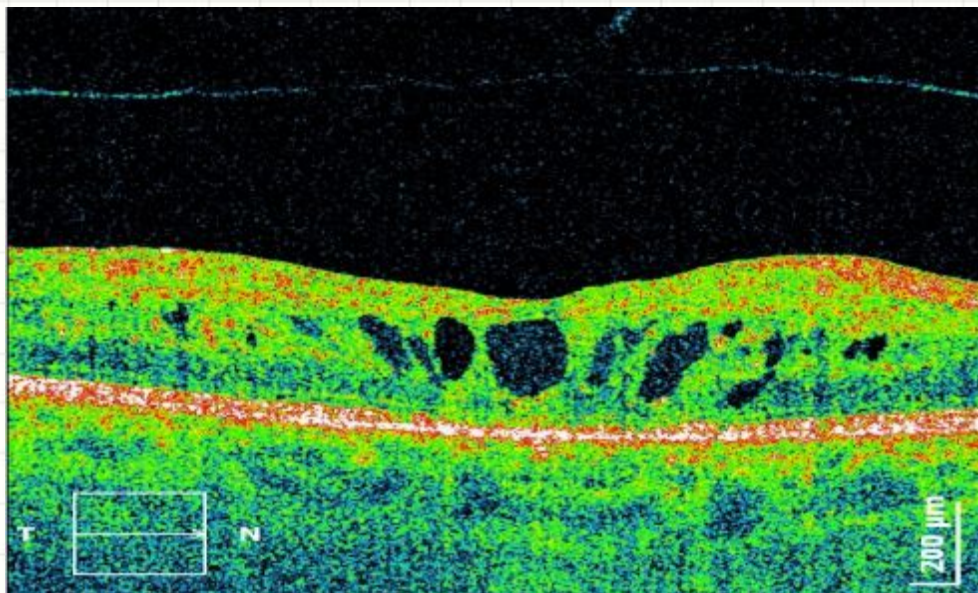


Рис. 5. Кистозный отек макулы. Отслойка задней гиалоидной мембраны.

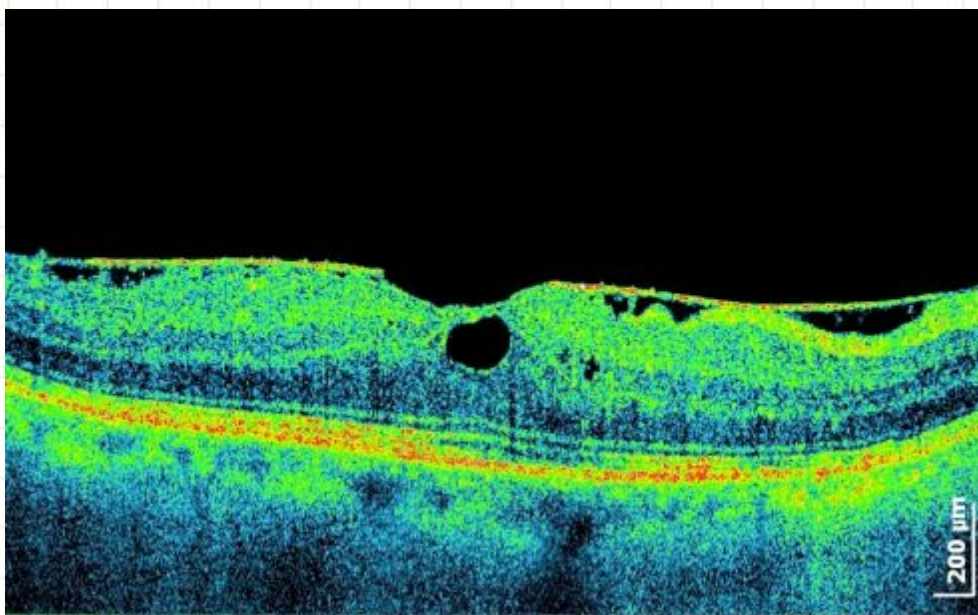


Рис. 6. Преретинальный фиброз. Киста фовеолы. Отек сетчатки.

Рис. 7. 3D картина  
глазного дна.  
Глаукоматозная  
экскавация ДЗН.  
Рядом с диском на  
сетчатке тень от  
локального  
помутнения  
стекловидного тела.



Рис. 7. 3 D картина поражения  
сетчатки лазером на  
дискотеке. Субретинальное  
кровоизлияние.

