

Оптическая когерентная томография в диагностике и лечении заболеваний роговицы



Н.В. Фисенко



Г.А. Осипян

ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней»
ул. Россолимо, 11а, б, Москва, 119021, Российская Федерация

РЕЗЮМЕ

Офтальмология. 2021;18(3S):703-711

Оптическая когерентная томография (ОКТ) — современный неинвазивный способ прижизненной визуализации структур переднего и заднего сегмента глаза. В его основе лежит интерферометрический анализ оптических свойств биологических систем с использованием низко когерентного излучения инфракрасного диапазона. В представленной работе описаны физические принципы работы ОКТ-приборов на основе технологий временного метода получения изображений (Time-Domain Optical Coherence Tomography, TD-OCT) и спектральной интерферометрии (Spectral-Domain Optical Coherence Tomography, SD-OCT) с применением преобразования Фурье (Fourier-Domain, FD). В последние годы совершенствование ОКТ направлено на улучшение качества визуализации благодаря использованию различных способов оптической фильтрации. Так, вместо суперлюминесцентного диода в ОКТ-аппаратах последнего поколения установлен лазерный источник излучения с перестраиваемой длиной волны (Swept-Source, SS-OCT), что дает возможность увеличить контрастность изображения. Применение ОКТ в оценке состояния структур переднего сегмента глаза позволяет установить локализацию патологического процесса, оценить скорость его прогрессирования. ОКТ применяют для оценки степени вставания фиброваскулярной ткани в стромальные слои при прогрессирующем птеригиуме, а также для визуализации тканевой инфильтрации при кератитах различной этиологии. ОКТ-пахиметрия в ряде случаев служит наиболее точным методом выявления эктатической деформации роговицы на субклинической стадии. Нередко ОКТ используют у пациентов с буллезной кератопатией при проведении дифференциальной диагностики транзиторного помутнения роговицы, вызванного разреженностью стромы из-за длительного отека ткани и необратимого снижения прозрачности роговицы из-за фиброза. Новым этапом развития ОКТ стало ее применение в кераторефракционной офтальмохирургии. Были разработаны спектральные ОКТ-системы, интегрированные в операционный микроскоп, а также портативные ОКТ-приборы. При помощи интраоперационной ОКТ можно оценить толщину роговичного лоскута и стромального ложа, особенности интерфейса при лазерном *in situ* кератомилезе (LASIK), выявить динамические изменения состояния ткани во время кроссликинга роговичного коллагена. Применение интраоперационной ОКТ на начальном этапе кератопластики позволяет заполнить пахиметрию, выявить точную локализацию зон ее истончения, протяженность и глубину помутнения, дефекты десцеметовой мембраны. Полученные данные используют для выбора оптимальной модификации вмешательства, глубины и диаметра трепанации роговичной ткани. Кроме того, визуальный контроль за проведением некоторых этапов кератопластики позволяет снизить риск интра- и послеоперационных осложнений.

Ключевые слова: оптическая когерентная томография, буллезная кератопатия, кератоконус, кератит, кераторефракционная хирургия, интраоперационная оптическая когерентная томография

Для цитирования: Фисенко Н.В., Осипян Г.А. Оптическая когерентная томография в диагностике и лечении заболеваний роговицы. *Офтальмология*. 2021;18(3S):703-711. <https://doi.org/10.18008/1816-5095-2021-3S-703-711>

Прозрачность финансовой деятельности: Никто из авторов не имеет финансовой заинтересованности в представленных материалах или методах

Конфликт интересов отсутствует

Optical Coherence Tomography for Diagnosis and Treatment of Corneal Diseases

N.V. Fisenko, G.A. Osipyan

Research Institute of Eye Diseases

Rossolimo str., 11A, B, Moscow, 119021, Russian Federation



N.V. Fisenko, G.A. Osipyan

Contact information: Fisenko Natalia V. natfisenko@mail.ru

Optical Coherence Tomography for Diagnosis and Treatment of Corneal Diseases

ABSTRACT**Ophthalmology in Russia. 2021;18(3S):703–711**

Optical coherence tomography (OCT) is a modern non-contact real-time imaging of anterior and posterior eye's segments. Based on the principle of low-coherence interferometry, it provides the analysis of tissue structures. In this review, we discuss technical aspects of two different OCT platforms: Time-Domain OCT (TD-OCT), and Spectral-Domain (SD-OCT) with the use of Fourier transformation — Fourier-Domain (FD-OCT). Over the last several years, the development of OCT has increased the resolution of images by different ways of optical filtering. The usage of tunable swept laser instead of superluminescent diode in modern Swept-Source OCT (SS-OCT) provides the sufficient quality of image. Anterior segment OCT can detect the pathological changes in different ocular structures and may be a key tool for monitoring of their progression. In pterygium OCT shows the true extent of fibrovascular granulation tissue in stromal layers, whereas in keratitis it provides imaging of corneal infiltration. Frequently, OCT-pachymetry can be advantageous in the detection of subclinical keratectasias. In patients with bullous keratopathy OCT can help to distinguish corneal edema and fibrosis. The new era of OCT is characterized by application of this method in keratorefractive surgery. Microscope-mounted (portable) and microscope-integrated OCT systems have been developed. During LASIK surgery intraoperative OCT (iOCT) helps to assess flap interface, measure flap and residual bed thickness. It is a useful tool to reveal the structural changes during corneal collagen crosslinking. At the beginning of keratoplasty, iOCT helps to determine the corneal thickness, extent and depth of opacity, Descemet membrane perforation. iOCT guides decision-making regarding keratoplasty modification, depth and diameter of trephination. Furthermore, a real-time visualization of ocular structures during keratoplasty decreases the frequency of intra- and postsurgical complications.

Keywords: optical coherence tomography, bullous keratopathy, keratoconus, keratitis, keratorefractive surgery, intraoperative optical coherence tomography

For citation: Fisenko N.V., Osipyan G.A. Optical Coherence Tomography for Diagnosis and Treatment of Corneal Diseases. *Ophthalmology in Russia*. 2021;18(3S):703–711. <https://doi.org/10.18008/1816-5095-2021-3S-703-711>

Financial Disclosure: No author has a financial or property interest in any material or method mentioned

There is no conflict of interests

Оптическую когерентную томографию (ОКТ) относят к современным неинвазивным способам прижизненной визуализации тканей. Существенный вклад в разработку ОКТ внесли независимо друг от друга А. Fercher (Венский медицинский университет) и J. Fujimoto (Массачусетский технологический институт) в 1980–1990-е годы [1, 2]. Появление разных типов ОКТ-аппаратов и улучшение качества получаемого изображения сопровождалось внедрением данной технологии в различные области медицины: кардиологию, гастроэнтерологию, дерматологию, стоматологию и др. В офтальмологии ОКТ применяют для диагностики патологии структур переднего сегмента глаза, сетчатки и зрительного нерва [3, 4].

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ОКТ

В основе ОКТ лежит интерферометрический метод анализа оптических свойств неоднородных сред, в том числе биологических систем, с использованием низкокогерентного излучения инфракрасного диапазона. Как известно, интерференция света — это перераспределение энергии излучения в пространстве, возникающее при наложении двух и более когерентных волн. Световая волна, попадая в ткань, отражается от ее внутренних структур с различной интенсивностью, измеряемой через определенные временные интервалы. При этом расстояние до этих структур оценивают с учетом заданной скорости распространения сигнала, а также времени его прохождения. В результате формируется одномерная томограмма (А-скан) по оси z. Последовательное смещение еще по одной координате (x или y) с одновременным повторением предыдущих измерений позволяет получить двумерное изображение, а проведение исследования по трем осям создает трехмерную (объемную) томограмму. Основными параметрами ОКТ-аппаратов

являются осевое (аксиальное, вдоль А-сканов) и поперечное (между А-сканами) разрешение, а также скорость сканирования (количество А-сканов в течение 1 секунды) [5, 6].

Аксиальное разрешение (Δz) определяется длиной когерентности излучения (L_c), то есть прямо пропорционально центральной длине волны (λ) и обратно зависимо от спектральной ширины полосы источника света ($\Delta\lambda$) [7].

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda}$$

Поперечное разрешение зависит от числовой апертуры оптической системы ОКТ-прибора. Оно прямо пропорционально центральной длине волны (λ) и фокусному расстоянию объектива (f) и обратно пропорционально диаметру пятна оптического луча (d) [7].

$$\Delta x = \frac{4\lambda}{\pi} \frac{f}{d}$$

Впервые в офтальмологии метод, основанный на низкокогерентной интерферометрии, был использован А. Fercher при измерении аксиальной длины глаза в 1988 г. [8]. Спустя три года группа исследователей во главе с J. Fujimoto представила ОКТ-изображение перипапиллярной зоны сетчатки и коронарной артерии, полученное *in vitro* [2]. В 1993 г. были опубликованы результаты прижизненной визуализации сетчатки [9], а в 1994 г. J. Izatt получил двухмерные ОКТ-изображения структур переднего сегмента глаза — роговицы, радужки и хрусталика [10].

Принцип работы первых приборов ОКТ заключается в последовательном (временном) методе получения изображений (Time-Domain Optical Coherence Tomography, TD-OCT), предложенном А. Michelson еще в 1887 г. Так, исходящее от суперлюминесцентного

диода (superluminescent diode) низкокогерентное излучение интерферометром разделяется на две волны. Одна из них проникает через структуры глаза, отражается от различных участков исследуемой ткани и служит основой для формирования изображения. Временную задержку этой световой волны определяют расположение изучаемой ткани и ее отражающая способность. Вторая волна направляется на подвижное зеркало, положение которого задает исследователь. При этом параметры временной задержки волны, отраженной от зеркала, известны, что позволяет считать ее оптическую длину заданной мерой. Интерференция возникает при совпадении длины лучей, отраженных от исследуемой ткани и опорного зеркала. Полученные параметры интерференции фиксируются и измеряются фотодетектором (рис. 1). Затем зеркало смещается и исследование проводят в следующей точке. В результате формируется одномерное изображение — А-скан. Совокупность подобных интерференционных картин образует двухмерное изображение, или В-скан [11]. К недостаткам TD-OCT, связанным с наличием опорного зеркала, можно отнести низкую разрешающую способность прибора и относительно высокую продолжительность исследования [12]. В настоящее время среди OCT-приборов на основе технологии TD-OCT, применяемых для визуализации структур переднего сегмента глаза, выделяют Visante OCT (Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA, USA) и Slit-Lamp OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Germany). Длина световой волны составляет 1310 нм, аксиальное разрешение колеблется в диапазоне 18–25 мкм, а скорость сканирования равна 2000 и 200 А-сканов/сек. соответственно (табл. 1).

В 2001 г. S. Radhakrishnan представил портативный OCT-прибор для визуализации структур переднего сегмента глаза, в основе работы которого лежит принцип спектральной интерферометрии (Spectral-Domain Optical Coherence Tomography, SD-OCT) с использованием преобразования Фурье (Fourier-Domain, FD) [13]. Как и в OCT-аппаратах первого поколения, в спектральном OCT низкокогерентный луч от суперлюминесцентного диода расщепляется на два световых пучка, которые отражаются от исследуемого объекта и неподвижного опорного зеркала соответственно. Однако полученные при этом сигналы распадаются на световой спектр, фиксируемый высокоскоростной камерой (charge-coupled-device, CCD). Данные интерференционной картины подвергаются математическому

преобразованию Фурье, которое позволяет определить их частотные компоненты и сформировать линейный А-скан (рис. 2). Таким образом, принцип SD-OCT позволяет получать ОКТ-изображение одновременным измерением лучей, отраженных от каждой отдельной точки [14].

Первый ОКТ-прибор, предложенный S. Radhakrishnan, включал в себя суперлюминесцентный диод с длиной волны 1310 нм, при этом разрешающая способность составляла 500 А-сканов/сек., что практически не отличало его от TD-OCT аналогов. К современным ОКТ-аппаратам данного типа следует отнести RTVue-100 (Optovue, Fremont, CA, USA), Spectralis OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Germany) и Cirrus OCT (Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA, USA) с длиной волны в диапазоне 820–840 нм. Среди их преимуществ можно выделить высокую скорость сканирования (26 000–40 000 А-сканов/сек.), что способствует уменьшению числа артефактов, возникающих при движении глаза во время исследования. Кроме того, аксиальное разрешение (4–7 мкм) данных систем обеспечивает более четкую визуализацию структур, чем TD-OCT [15] (табл. 1).

С течением времени ОКТ-аппараты на основе технологии SD-OCT, используемые для построения изображения структур заднего отрезка глаза, были дополнены различными оптическими насадками для визуализации переднего сегмента. В настоящее время для RTVue-100 (Optovue, Fremont, CA, USA) доступны роговичные модули (corneal anterior module, CAM), обеспечивающие глубину сканирования до 2 мм, однако отличающиеся длиной скана — CAM-S (2 мм) и CAM-L (6 мм). Известно, что чем меньше сканируемый отрезок, тем выше разрешение получаемого изображения, в связи с этим применение CAM-S позволяет изучать морфологическую

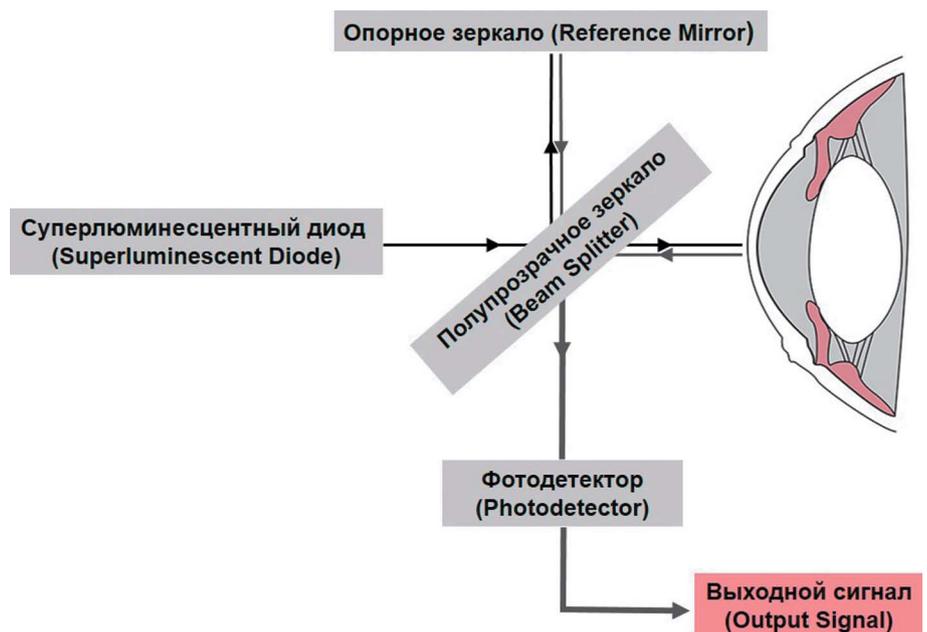


Рис. 1. Схема построения изображения в временном оптическом когерентном томографе

Fig. 1. Schematic diagram of Time-Domain Optical Coherence Tomography

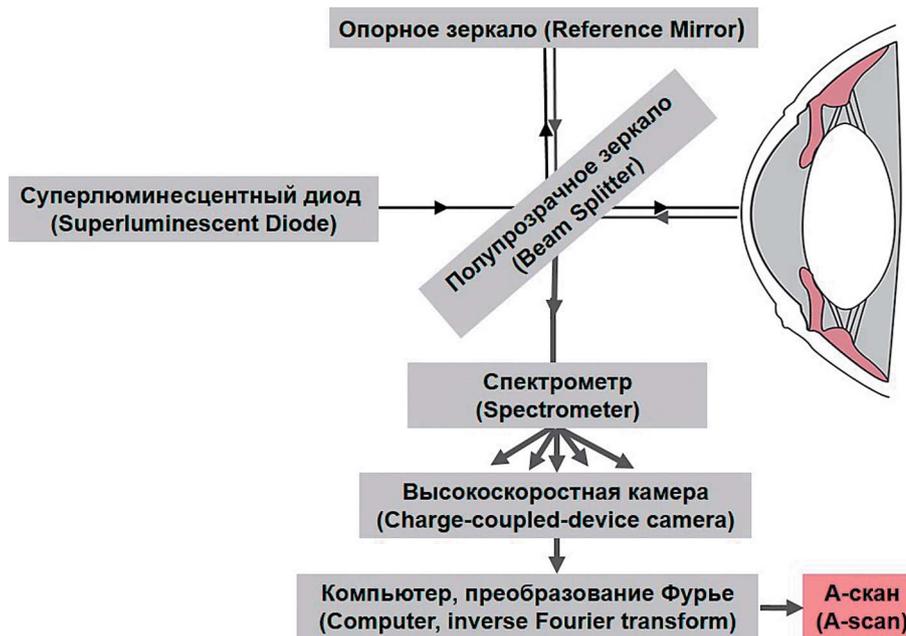
Таблица 1. Сравнительная характеристика основных ОНТ-приборов для визуализации переднего сегмента глаза**Table 1.** Characteristics of the main anterior segment optical coherence tomography

Название аппарата (производитель) / OCT type (manufacturer)	Метод построения изображения / Imaging	Тип излучателя / Optical source	Длина волны (нм) / Wavelength (nm)	Аксиальное разрешение (мкм) / Axial resolution (μm)	Поперечное разрешение (мкм) / Transverse resolution (μm)	Скорость сканирования (А-скан/сек.) / Scan speed (A-scans/second)	Глубина сканирования (мм) / Scan depth (mm)	Максимальная длина скана (мм) / Maximum scan width (mm)
Visante OCT (Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA, USA)	TD	SLD	1310	18	60	2,000	6	16
Slit-Lamp OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Germany)	TD	SLD	1310	<25	20–100	200	7	15
RTVue-100 (Optovue, Fremont, CA, USA)	SD	SLD	840	5	15	26,000	2–2,3	8
Spectralis OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Germany)	SD	SLD	870	7	14	40,000	1,8	9
Cirrus HD-OCT (Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA, USA)	SD	SLD	840	5	15	27,000	2	9
Nidek RS 3000 (Nidek CO., Ltd., Gamagori, Japan)	SD	SLD	880	7	20	53,000	2,1	8
Revo NX (Optopol, Zawiercie, Poland)	SD	SLD	830	5	18	110,000	2,4	16
CASIA SS-1000 OCT (Tomey Corporation, Nagoya, Japan)	SS	SS	1310	10	30	50,000	6	16
DRI Triton OCT (Topcon Corporation, Tokyo, Japan)	SS	SS	1050	8	20	100,000	9	12

структуру роговичной ткани. В то же время использование SAM-L оправдано для оценки локализации и площади патологических изменений. В отличие от RTVue-100, Cirrus HD-OCT (Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA, USA) для визуализации структур переднего сегмента глаза имеет встроенную линзу оптической силы 60 дптр, позволяющую получать скан длиной 3 мм и глубиной 1 мм, а в новой модификации этого прибора — длиной 15,5 мм и глубиной 5,8 мм [7] (табл. 1).

Вместе с тем высокое качество излучения, используемое в спектральных томографах, а также его монохромность, приводят к появлению в интерференционной картине спекл-шумов (случайного пространственного изменения интенсивности, возникающего в плоскости изображения диффузорно рассеивающей ткани и напоминающего «зернистость»). Применение различных способов оптической фильтрации позволяет увеличить контрастность получаемых изображений

и улучшить качество диагностики [16]. Так, томографы последнего поколения включают в себя узкополосный лазерный источник излучения с перестраиваемой длиной волны (Swept-Source, SS-OCT), что в значительной мере снижает спекл-шумы. Двумя балансными фотодетекторами фиксируется амплитуда отраженного сигнала в момент изменения длины волны зондирующего излучения [17] (рис. 3). В 2008 г. был представлен томограф CASIA SS1000 OCT (Tomey Corporation, Nagoya, Japan) на основе технологии SS-OCT, специально созданный для визуализации структур переднего сегмента глаза. В нем использован лазерный источник с длиной волной 1310 нм. Максимальная площадь скана составляет 16×16 мм,

**Рис. 2.** Схема построения изображения в спектральном оптическом когерентном томографе**Fig. 2.** Schematic diagram of Fourier-domain Optical Coherence Tomography

а глубина — 6 мм. Скорость сканирования, равная 30 тыс. А-сканов/сек., позволяет построить трехмерную реконструкцию всего переднего сегмента глаза, аксиальное разрешение достигает 10 мкм. Спустя несколько лет производитель офтальмологического оборудования Topcon (Токуо, Япония) представил ОКТ-прибор DRI OCT Triton (Токуо, Япония) с длиной волны 1050 нм, изменяющейся в диапазоне 100 нм, аксиальное разрешение равно 8 мкм, скорость сканирования составляет 100 000 А-сканов/сек (табл. 1).

ОКТ В ДИАГНОСТИКЕ ЗАБОЛЕВАНИЙ РОГОВИЦЫ

Роговица является частью фиброзной оболочки глаза и основным преломляющим оптическим элементом, обеспечивающим фокусировку световых лучей на сетчатке. Ее отличает высокая прозрачность, обильная иннервация и отсутствие кровеносных сосудов, за исключением перилимбального (перикорнеального) сплетения. Роговая оболочка представлена пятью слоями: эпителий, боуменова мембрана, строма, десцеметова мембрана (ДМ) и эндотелий. ОКТ, наряду с биомикроскопией, конфокальной микроскопией и кератотопографией, активно применяют в диагностике заболеваний роговицы. Данный метод позволяет установить локализацию патологического процесса, оценить степень выраженности и скорость его прогрессирования. Кроме того, визуализация роговицы с помощью ОКТ может быть использована во время кераторефракционного хирургического вмешательства и в послеоперационном периоде [18–20].

Так, технология ОКТ, применяемая в диагностике птеригиума, дает возможность с высокой точностью оценить степень выраженности структурных изменений роговицы: нарушение целостности боуменовой мембраны и врастание фиброваскулярной ткани в передние и средние слои стромы [21, 22]. Полученные данные площади и глубины распространения патологического процесса позволяют определить тактику хирургического лечения: иссечение птеригиума без пластики дефекта или с покрытием лоскутом аутоконъюнктивы, амниотической мембраны, или проведение периферической передней послойной трансплантации роговицы [23, 24].

ОКТ переднего сегмента глаза может быть также использована для оценки степени вовлечения в воспалительный процесс интраокулярных структур. При кератитах различной этиологии визуализируются отек роговицы, дефекты эпителия и стромы,

гиперрефлектирующие участки, свидетельствующие о выраженной тканевой инфильтрации [25–27]. Кроме того, на ОКТ-картине во влаге передней камеры могут присутствовать мелкие включения — взвесь воспалительных клеток [28]. Динамическое наблюдение с использованием ОКТ позволяет оценить эффективность проводимого лечения, а также при ухудшении состояния определить показания к выполнению кератопластики.

Кератэктазия (КЭ) — патологическое состояние роговицы невоспалительной этиологии, характеризующееся ее прогрессирующим истончением, а на развитых стадиях — помутнением и рубцеванием, приводящим к значительному снижению остроты зрения. К первичной КЭ относят кератоконус, кератоглобус, пеллюцидную краевую дегенерацию роговицы, а среди вторичных КЭ выделяют ятрогенные — возникшие после различных кераторефракционных вмешательств (радиальной кератотомии, фоторефракционной кератэктомии (ФПК), лазерного *in situ* кератомилеза — Laser-Assisted in Situ Keratomileusis (LASIK), межслойной имплантации интрастромальных роговичных сегментов, а также глубокой передней послойной или сквозной трансплантации роговицы), травматические и сформировавшиеся в исходе кератита [29]. Современные методы диагностики КЭ включают кератотопографию и ОКТ [30–32]. При этом ОКТ-пахиметрия является более точным методом выявления первичной КЭ на субклинической стадии, что особенно важно для пациентов, которым планируется проведение операции LASIK, ФПК и др. [33]. Ретроспективный анализ ОКТ глаз пациентов с диагнозом «кератоконус развитой стадии» показал, что такие изменения роговицы, как выраженное истончение эпителия и стромы на вершине конуса, участки боуменовой мембраны с повышенной отражающей способностью



Рис. 3. Схема построения изображения в спектральном оптическом когерентном томографе с перестраиваемой длиной волны

Fig. 3. Schematic diagram of Swept-Source Optical Coherence Tomography

и отсутствие признаков рубцевания стромы, являются предикторами развития острого кератоконуса [34].

Известно, что в основе развития буллезной кератопатии (БК) лежит эндотелиальная дисфункция, возникающая при критическом снижении плотности эндотелиальных клеток (ЭК). Ускорение апоптоза ЭК может быть вызвано их механическим повреждением при интраокулярных хирургических вмешательствах (в том числе при экстракции катаракты), инфекционным поражением структур переднего отрезка глаза, а также наличием генетически детерминированных патологических изменений эндотелия и десцеметовой мембраны (ДМ) [35, 36]. ОКТ позволяет оценить толщину и структурные изменения эпителия, стромы и ДМ. Данный метод обеспечивает дифференциальную диагностику между транзитным помутнением роговицы, обусловленным разреженностью ее стромальных волокон на фоне выраженного отека ткани, и необратимым снижением прозрачности роговицы, проявляющимся на ОКТ-изображении в виде участков с повышенной светоотражающей способностью [37, 38]. Наличие последних может быть одной из причин низкой остроты зрения после эндотелиальной кератопластики [39].

Еще одной причиной длительного отека роговицы является ятрогенное повреждение ДМ. Как правило, выраженный отек не позволяет оценить состояние задних слоев роговицы при биомикроскопии в послеоперационном периоде. Метод ОКТ обеспечивает четкую визуализацию ДМ, локализацию ее отслойки и разрыва [40]. Полученные данные определяют необходимость введения газоздушнoй смеси (SF6 20 %) в переднюю камеру.

ОСОБЕННОСТИ ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ ОКТ

Следующим этапом развития ОКТ в офтальмологии было ее применение при проведении витреоретинальных хирургических вмешательств. Первые попытки интраоперационной диагностики с использованием портативного ОКТ-прибора оказались неудачными в связи

с низким качеством получаемого изображения. Кроме того, серьезными недостатками были необходимость временного прерывания хирургического вмешательства для проведения исследования, а также высокий риск контаминации интраокулярных структур во время операции, обусловленный использованием нестерильного портативного прибора [41, 42]. Впоследствии были предложены различные способы прикрепления портативных ОКТ-систем к операционному микроскопу, позволяющие уменьшить число артефактов на изображении, а также нивелировать другие возможные осложнения благодаря использованию ножной педали управления [43, 44].

В настоящее время в офтальмохирургии используют различные портативные устройства на основе SD-ОКТ технологии, которые могут быть фиксированы к операционным микроскопам. Так, Envisu C2300 (Bioptigen, Research Triangle Park, NC/Leica, Wetzlar, Germany) — спектральный томограф, представляющий собой зонд, который может быть установлен в операционный микроскоп. Еще одним портативным прибором со съемной камерой является Optovue iVue (Optovue Inc., Fremont, CA, USA). Аксиальное разрешение этих ОКТ-систем составляет 3,3–5 мкм, а скорость сканирования равна 26 000 и 35 000 А-сканов/сек. соответственно (табл. 2).

Первый микроскоп с интегрированной ОКТ-системой — Zeiss RESCAN 700 (Carl Zeiss Meditec, Oberkochen, Germany) был зарегистрирован в 2014 г. Технология SD-ОКТ позволяет получать 27 000 А-сканов/сек., аксиальное разрешение составляет 5,5 мкм. К данному типу операционных микроскопов относят также Haag-Streit surgical iOCT (Haag-Streit, Koeniz, Switzerland) и Bioptigen EnFocus Ultra-HD OCT (Bioptigen, Research Triangle Park, NC/Leica, Wetzlar, Germany) (табл. 2). Они широко применяются для визуализации интраокулярной картины при проведении различных видов трансплантации роговицы, антиглаукомных операций, факэмульсификации, витреоретинальной хирургии [7, 45, 46].

Таблица 2. Сравнительная характеристика основных ОКТ-приборов для интраоперационной визуализации переднего сегмента глаза

Table 2. Characteristics of the main intraoperative anterior segment optical coherence tomography

	Название аппарата (производитель) / OCT type (manufacturer)	Метод построения изображения / Imaging	Тип излучателя / Optical source	Длина волны (нм) / Wavelength (nm)	Аксиальное разрешение (мкм) / Axial resolution (μm)	Скорость сканирования (А-скан/сек.) / Scan speed (A-scans/second)	Глубина сканирования (мм) / Scan depth (mm)
Портативный ОКТ-прибор, фиксированный к операционному микроскопу / Portable OCT (handheld or microscope-mounted)	Bioptigen Envisu C2300 (Bioptigen, Research Triangle Park, NC/Leica, Wetzlar, Germany)	SD	SLD	860	<4	32,000	2,5
	Optovue iVue (Optovue, Fremont, CA, USA)	SD	SLD	840	5	26,000	2–2,3
Операционный микроскоп с интегрированной ОКТ-системой / Microscope-integrated iOCT	Haag-Streit surgical iOCT (Haag-Streit, Koeniz, Switzerland)	SD	SLD	830	5	35,000	3,8
	Zeiss Rescan 700 (Carl Zeiss Meditec, Oberkochen, Germany)	SD	SLD	840	5,5	27,000	2
	Bioptigen EnFocus Ultra-HD OCT (Bioptigen, Research Triangle Park, NC/Leica, Wetzlar, Germany)	SD	SLD	860	2,4	36,000	2,5

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СПЕКТРАЛЬНОЙ ОКТ В КЕРАТОРЕФРАКЦИОННОЙ ХИРУРГИИ

При помощи портативного прибора ОКТ при операции LASIK можно оценить истинную толщину роговичного лоскута и стромального ложа, которая в первые дни после вмешательства, как правило, немного увеличена за счет развития реактивного отека ткани [47]. Результаты проведенного исследования свидетельствуют о том, что постепенно возможность четкой визуализации границ роговичного лоскута с помощью ОКТ снижается: до 61 % случаев через 3 месяца и 42 % — через 6 месяцев [20]. Как известно, длительный послеоперационный отек роговицы при LASIK может быть обусловлен различными причинами. ОКТ позволяет оценить зону интерфейса и выявить такие изменения, как хейз и скопление внутриглазной жидкости [48], а также исключить наличие гиперрефлектирующих зон — возможного признака развития интраламеллярного кератита [49].

Хирургическое лечение КЭ направлено на улучшение биомеханических свойств роговицы с целью снижения скорости прогрессирования патологического состояния, а также коррекции аметропии. Оно включает кросслинкинг роговичного коллагена, имплантацию интрастромальных колец и роговичных сегментов, а также проведение послойной или сквозной кератопластики.

В основе кроссликинга роговичного коллагена (КРК) лежит фотополимеризация стромальных волокон, возникающая при комбинированном воздействии 0,1 % раствора рибофлавина (фотосенсибилизирующее вещество) и ультрафиолетового (УФ) излучения с длиной волны 370 нм. Формирование дополнительных связей между молекулами коллагена приводит к увеличению плотности волокон стромы и, как следствие, повышает резистентность роговицы к эктатической деформации [50]. В связи с цитотоксическим действием УФ на эндотелиальный слой проведение КРК не рекомендовано для пациентов, у которых толщина роговицы (после деэпителизации) составляет менее 400 мкм [51]. Необходимо также отметить, что декстран, входящий в состав раствора рибофлавина в качестве вспомогательного вещества, обладает осмотическими свойствами.

ОКТ, выполняемая непосредственно во время КРК, показывает, помимо пахиметрических параметров, динамические изменения состояния роговицы: появление участков стромы с высоким коэффициентом отражения в области накопления рибофлавина и формирование демаркационной линии, соответствующей глубине фотодинамического воздействия. В послеоперационном периоде с использованием ОКТ можно оценить скорость восстановления эпителиального слоя, а также динамику резорбции транзиторного отека передних и средних слоев роговицы, подвергшихся фотодинамическому воздействию, и постепенное уплотнение стромы. Как правило, демаркационная линия визуализируется в течение нескольких месяцев после КРК [52].

Основным осложнением хирургического лечения КЭ с использованием интрастромальных колец и роговичных сегментов является их дислокация как в переднюю камеру (с перфорацией ДМ и развитием ятрогенной эндотелиальной дисфункции), так и в наружные слои роговицы (с нарушением целостности боуеновой мембраны и эпителия). Точные данные кератопахиметрии, полученные при интраоперационной ОКТ, а также визуальный контроль положения имплантата при его введении в строму, позволяют снизить риск его протрузии в послеоперационном периоде [53].

Применение ОКТ во время выполнения кератопластики дает возможность на начальном этапе операции оценить толщину роговицы, точную локализацию зон ее истончения, глубину и площадь помутнения, а также наличие дефектов десцеметовой мембраны. В зависимости от полученных данных можно выбрать оптимальную модификацию операции (сквозная или послойная кератопластика), глубину и диаметр трепанации роговичной ткани. Кроме того, ОКТ-картина переднего сегмента глаза отображает такие изменения, как периферические передние синехии, положение антиглаукомного дренажа или интраокулярной линзы. Хорошая визуализация снижает риск повреждения радужки при шовной фиксации сквозного трансплантата, а также нарушения адаптации краев донорского лоскута и роговицы реципиента [41].

Глубокая передняя послойная кератопластика служит операцией выбора при различных видах кератэктазий и помутнениях роговицы без вовлечения в патологический процесс ДМ и эндотелия [54]. Предложенный M. Anwar принцип big-bubble заключается в отслоении ДМ от пораженных передних слоев роговицы пузырем стерильного воздуха, введенного через канюлю в пространство между задней поверхностью стромы и ДМ [55]. Применение ОКТ-системы, интегрированной в операционный микроскоп, обеспечивает визуальный контроль положения канюли в интрастромальном канале, что снижает риск повреждения ДМ и необходимость выполнения сквозной кератопластики [56]. Данный метод визуализации позволяет оценить размер и конфигурацию введенного воздушного пузыря, а в случае сохранения зон адгезии ДМ к строме выполнить ее мануальную диссекцию. Кроме того, ОКТ показывает наличие остаточных волокон стромы на ДМ, а также протяженность ложной камеры между десцеметовой оболочкой и донорским лоскутом после его фиксации непрерывным швом. В этом случае введение воздуха в переднюю камеру под контролем ОКТ-прибора позволяет достичь полной адаптации послойного трансплантата [57].

Эндотелиальная кератопластика является радикальным патогенетически ориентированным способом лечения ЭД Фукса и псевдофакичной БК. К ней относят изолированную трансплантацию ДМ с эндотелием (Descemet membrane endothelial keratoplasty — DMEK) и автоматизированную эндотелиальную кератопластику (Descemet Stripping Automated Endothelial Keratoplasty — DSAEK)

[54]. Для интраоперационного определения толщины центральной зоны роговицы донора при DSAEK, наряду с ультразвуковым контактным пахиметром, может быть использована интегрированная ОКТ-система. В настоящее время для выкраивания ультратонких трансплантатов, включающих в себя, помимо ДМ и эндотелия, слой стромы, применяют технику двойного реза (double-pass) микрокератома. В этом случае более точные данные, основанные на оценке толщины всех участков роговицы донора при помощи ОКТ, позволяют подобрать сменные головки микрокератома таким образом, чтобы толщина полученного лоскута не превышала 100 мкм [51].

Основным осложнением операций DMEK и DSAEK считают формирование локальных и протяженных ложных камер между эндотелиальным трансплантатом и роговицей реципиента. Одной из причин данного состояния является нарушение регулярности задней поверхности стромы пациента [35]. Получаемая во время операции ОКТ-картина структур переднего сегмента глаза позволяет полностью удалить ДМ реципиента, снизить риск повреждения задней стромы роговицы, а также обеспечивает контроль правильного положения трансплантата после его расправления в передней камере [58]. Так, полученные с помощью интраоперационной ОКТ

данные показали, что в 19–29 % случаев неполное прилегание донорского лоскута связано с наличием остаточной жидкости в зоне интерфейса [59, 60]. Интересно, что частота повторных вмешательств, направленных на улучшение адаптации трансплантата путем введения газо-воздушной смеси или коррекции его положения, значительно снижается при использовании интраоперационной ОКТ-визуализации [58].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

ОКТ является одним из наиболее распространенных методов визуализации структур переднего и заднего сегментов глаза. Стремительное развитие технологий ОКТ в последние десятилетия способствовало практически одновременному появлению ОКТ-приборов различных производителей по всему миру. Представленные данные свидетельствуют о том, что ОКТ является перспективным способом диагностики заболеваний роговицы. Интраоперационное применение данного метода позволяет выбрать оптимальную тактику хирургического вмешательства и избежать возможных осложнений.

УЧАСТИЕ АВТОРОВ:

Фисенко Н.В. — написание текста;
Осипян Г.А. — редактирование.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

- Fercher A.F., Roth E. Ophthalmic Laser Interferometry. *Proc. SPIE: Optical Instrumentation for Biomedical Laser Applications*. 1986; 0658. DOI: 10.1117/12.938523
- Huang D., Swanson E.A., Lin C.P., Schuman J.S., Stinson W.G., Chang W., Hee M.R., Flotte T., Gregory K., Puliafito C.A. Optical coherence tomography. *Science*. 1991; 254(5035):1178–1181. DOI: 10.1126/science.1957169
- Захарова М.А., Куроедов А.В. Оптическая когерентная томография: технология, ставшая реальностью. *Российский медицинский журнал. Клиническая офтальмология*. 2015;15(4):204–211. [Zaharova M.A., Kuroedov A.V. Optical coherent tomography — technology which became a reality. *Russian Medical Journal. Clinical ophthalmology. = Rossiyskiy medicinskiy zhurnal. Klinicheskaya oftalmologiya*. 2015;4:204–211 (In Russ.)].
- Стоюхина А.С., Будзинская М.В., Стоюхин С.Г., Асламзавова А.Э. Оптическая когерентная томография-ангиография в офтальмоонкологии. *Вестник офтальмологии*. 2019;135(1):104–111. [Stoyukhina A.S., Budzinskaya M.V., Stoyukhin S.G., Aslamazova A.E. Optical coherence tomography angiography in ophthalmic oncology The Russian Annals of Ophthalmology = *Vestnik oftalmologii*. 2019;135(1):104–111 (In Russ.)]. DOI: 10.17116/oftalma2019135011104
- Popescu D.P., Choo-Smith L.P., Fluieraru C., Mao Y., Chang S., Disano J., Sherif S., Sowa M.G. Optical coherence tomography: fundamental principles, instrumental designs and biomedical applications. *Biophysical reviews*. 2011; 3(3):155. DOI: 10.1007/s12551-011-0054-7
- Свирин А.В., Кийко Ю.И., Обруч Б.В., Богомолов А.В. Спектральная оптическая когерентная томография: принципы и возможности метода. *Российский медицинский журнал. Клиническая офтальмология* 2009;10(2):50–53. [Svirin A.V., Kiiko Yu.I., Obruch B.V., Bogomolov A.V. Spectral optic coherent tomography: principles and possibilities. *Russian Medical Journal. Clinical ophthalmology = Rossiyskiy medicinskiy zhurnal. Klinicheskaya oftalmologiya*. 2009;10(2):50–53 (In Russ.)].
- Ang M., Baskaran M., Werkmeister R.M., Chua J., Schmidl D., Aranha Dos Santos V., Garhöfer G., Mehta J.S., Schmetterer L. Anterior segment optical coherence tomography. *Prog Retin Eye Res*. 2018;66:132–156. DOI: 10.1016/j.preteyres.2018.04.002
- Fercher A.F., Mengedoh K., Werner W. Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light. *Opt Lett*. 1988;13(3):186–188. DOI: 10.1364/ol.13.000186
- Swanson E.A., Izatt J.A., Hee M.R., Huang D., Lin C.P., Schuman J.S., Puliafito C.A., Fujimoto J.G. In vivo retinal imaging by optical coherence tomography. *Opt Lett*. 1993;18(21):1864–1866. DOI: 10.1364/ol.18.001864
- Izatt J.A., Hee M.R., Swanson E.A., Lin C.P., Huang D., Schuman J.S., Puliafito C.A., Fujimoto J.G. Micrometer-scale resolution imaging of the anterior eye in vivo with optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol*. 1994;112(12):1584–1589. DOI: 10.1001/archophth.1994.01090240090031
- Podoleanu A.G. Optical coherence tomography. *J Microsc*. 2012;247(3):209–219. DOI: 10.1111/j.1365-2818.2012.03619.x
- Leitgeb R., Hitzenberger C., Fercher A. Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography. *Opt Express*. 2003;11(8):889–894. DOI: 10.1364/oe.11.000889
- Radhakrishnan S., Rollins A.M., Roth J.E., Yazdanfar S., Westphal V., Bardenstein D.S., Izatt J.A. Real-time optical coherence tomography of the anterior segment at 1310 nm. *Arch Ophthalmol*. 2001;119(8):1179–1185. DOI: 10.1001/archophth.119.8.1179
- Yaqoob Z., Wu J., Yang C. Spectral domain optical coherence tomography: a better OCT imaging strategy. *Biotechniques*. 2005;39(6 Suppl):S6–13. DOI: 10.2144/000112090
- Kiernan D.F., Mieler W.F., Hariprasad S.M. Spectral-domain optical coherence tomography: a comparison of modern high-resolution retinal imaging systems. *Am J Ophthalmol*. 2010;149(1):18–31. DOI: 10.1016/j.ajo.2009.08.037
- Галеб К.И.С., Проскурин С.Г. Уменьшение спекл-шумов при построении структурного ОКТ изображения. *Фундаментальные исследования*. 2014;4:479–483. [Ghaleb K.I.S., Proskurin S.G. Speckl-noise reduction in structural OCT image reconstruction. Basic research. = *Fundamentalnye issledovaniya*. 2014;4:479–483 (In Russ.)].
- Семенова Н.С., Ларичев А.В., Акоюн В.С. «Sweet-source» — оптическая когерентная томография: обзор технологии. *Вестник офтальмологии*. 2020;136(1):111–116. [Semenova N.S., Larichev A.V., Akopyan V.S. Sweet-source optical coherence tomography: a technology review. *The Russian Annals of Ophthalmology = Vestnik oftalmologii*. 2020;136(1):111–116 (In Russ.)]. DOI: 10.17116/oftalma2020136011111
- Han S.B., Liu Y.C., Noriega K.M., Mehta J.S. Applications of Anterior Segment Optical Coherence Tomography in Cornea and Ocular Surface Diseases. *J Ophthalmol*. 2016;4971572. DOI: 10.1155/2016/4971572
- Nanji A.A., Sayyad F.E., Galor A., Dubovy S., Karp C.L. High-Resolution optical coherence tomography as an adjunctive tool in the diagnosis of corneal and conjunctival pathology. *Ocul Surf*. 2015;13(3):226–235. DOI: 10.1016/j.jtos.2015.02.001
- Wang S.B., Cornish E.E., Grigg J.R., McCluskey P.J. Anterior segment optical coherence tomography and its clinical applications. *Clin Exp Optom*. 2019;102(3):195–207. DOI: 10.1111/cxo.12869
- Werkmeister R.M., Sapeta S., Schmidl D., Garhöfer G., Schmidinger G., Aranha Dos Santos V., Aschinger G.C., Baumgartner I., Pircher N., Schwarzhans F., Pantalon A., Dua H., Schmetterer L. Ultrahigh-resolution OCT imaging of the human cornea. *Biomed Opt Express*. 2017;8(2):1221–1239. DOI: 10.1364/BOE.8.001221
- Kievel J.Z., Karp C.L., Abou Shousha M., Galor A., Hoffman R.A., Dubovy S.R., Wang J. Ultra-high resolution optical coherence tomography for differentiation of ocular surface squamous neoplasia and pterygia. *Ophthalmology*. 2012;119(3):481–486. DOI: 10.1016/j.ophtha.2011.08.028
- Lim S.H. Clinical applications of anterior segment optical coherence tomography. *J Ophthalmol*. 2015;605729. DOI: 10.1016/10.1155/2015/605729
- Soliman W., Mohamed T.A. Spectral domain anterior segment optical coherence tomography assessment of pterygium and pinguecula. *Acta Ophthalmol*. 2012;90(5):461–465. DOI: 10.1111/j.1755-3768.2010.01994.x
- Konstantopoulos A., Kuo J., Anderson D., Hossain P. Assessment of the use of anterior segment optical coherence tomography in microbial keratitis. *Am J Ophthalmol*. 2008;146(4):534–542. DOI: 10.1016/j.ajo.2008.05.030

Н.В. Фисенко, Г.А. Осипян

26. Park Y.M., Lee J.S., Yoo J.M., Park J.M., Seo S.W., Chung I.Y., Kim S.J. Comparison of anterior segment optical coherence tomography findings in acanthamoeba keratitis and herpetic epithelial keratitis. *Int J Ophthalmol.* 2018;11(8):1416–1420. DOI: 10.18240/ijo.2018.08.26
27. Petrovic A., Hashemi K., Blaser F., Wild W., Kymionis G. Characteristics of linear interstitial keratitis by in vivo confocal microscopy and anterior segment optical coherence tomography. *Cornea.* 2018;37(6):785–788. DOI: 10.1097/ICO.0000000000001552
28. Igbre A.O., Rico M.C., Garg S.J. High-speed optical coherence tomography as a reliable adjuvant tool to grade ocular anterior chamber inflammation. *Retina.* 2014;34(3):504–508. DOI: 10.1097/IAE.0b013e31829f73bd
29. Осипян Г.А., Шелудченко В.М., Храйстин Х. Современные хирургические методы лечения кератэктазии. *Вестник офтальмологии.* 2019;135(2):138–143. [Osipyuan G.A., Sheludchenko V.M., Khraystin Kh. Modern methods of surgical treatment of keratectasias. The Russian Annals of Ophthalmology = *Vestnik oftalmologii.* 2019;135(2):138–143 (In Russ.)]. DOI: 10.17116/oftalma2019135021138
30. Li Y., Tan O., Brass R., Weiss J.L., Huang D. Corneal epithelial thickness mapping by Fourier-domain optical coherence tomography in normal and keratoconus eyes. *Ophthalmology.* 2012;119(12):2425–2433. DOI: 10.1016/j.ophtha.2012.06.023
31. Rocha K.M., Perez-Straziota C.E., Stulting R.D., Randleman J.B. SD-OCT analysis of regional epithelial thickness profiles in keratoconus, postoperative corneal ectasia, and normal eyes. *J Refract Surg.* 2013;29(3):173–179. DOI: 10.3928/1081597X-20130129-08
32. Ramos J.L., Li Y., Huang D. Clinical and research applications of anterior segment optical coherence tomography — a review. *Clin Exp Ophthalmol.* 2009;37(1):81–89. DOI: 10.1111/j.1442-9071.2008.01823.x
33. Yip H., Chan E. Optical coherence tomography imaging in keratoconus. *Clin Exp Optom.* 2019;102(3):218–223. DOI: 10.1111/cxo.12874
34. Fuentes E., Sandali O., El Sanharawi M., Basli E., Hamiche T., Goemaere I., Borderie V., Bouheraoua N., Laroche L. Anatomic predictive factors of acute corneal hydrops in keratoconus: an optical coherence tomography study. *Ophthalmology.* 2015;122(8):1653–1659. DOI: 10.1016/j.ophtha.2015.04.031
35. Price M.O., Mehta J.S., Jurkunas U.V., Price F.W.Jr. Corneal endothelial dysfunction: evolving understanding and treatment options [published online ahead of print]. *Prog Retin Eye Res.* 2020;100904. DOI: 10.1016/j.preteyeres.2020.100904
36. Труфанов С.В., Фисенко Н.В. Молекулярно-генетические аспекты патогенеза эндотелиальной дистрофии Фукса. *Вестник офтальмологии.* 2020;136(5):260–267. [Trufanov S.V., Fisenko N.V. Molecular genetic aspects of Fuchs' endothelial corneal dystrophy pathogenesis. The Russian Annals of Ophthalmology = *Vestnik oftalmologii.* 2020;136(5):260–267 (In Russ.)]. DOI: 10.17116/oftalma2020136052260
37. Wertheimer C.M., Elhardt C., Wartak A., Luft N., Kassumeh S., Dirisamer M., Siedlecki J., Vounotrypidis E., Priglinger S.G., Mayer W.J. Corneal optical density in Fuchs endothelial dystrophy determined by anterior segment optical coherence tomography [published online ahead of print]. *Eur J Ophthalmol.* 2020;1120672120944796. DOI: 10.1177/1120672120944796
38. Yasukura Y., Oie Y., Kawasaki R., Maeda N., Jhanji V., Nishida K. New severity grading system for Fuchs endothelial corneal dystrophy using anterior segment optical coherence tomography [published online ahead of print]. *Acta Ophthalmol.* 2020;10.1111/aos.14690. DOI: 10.1111/aos.14690
39. Саловарова Е.П., Труфанов С.В., Новиков И.А. Анализ светорассеивающей способности роговицы до и после эндотелиальной кератопластики. *Вестник офтальмологии.* 2020;136(3):39–45. [Salovarova E.P., Trufanov S.V., Novikov I.A. Analysis of light scattering ability of the cornea before and after endothelial keratoplasty. The Russian Annals of Ophthalmology = *Vestnik oftalmologii.* 2020;136(3):39–45 (In Russ.)]. DOI: 10.17116/oftalma202013603139
40. Труфанов С.В., Малозен С.А., Пивин Е.А. Восстановление структурной и функциональной целостности эндотелиального слоя роговицы человека после обширного дефекта десцеметовой мембраны (клинический случай). *Офтальмология.* 2015;12(1):96–100. [Trufanov S.V., Malozhen S.A., Pivin E.A. Restoring anatomical and functional integrity of human corneal endothelium after large Descemet's membrane tear (clinical case). *Ophthalmology in Russia = Oftalmologiya.* 2015;12(1):96–100 (In Russ.)]. DOI: 10.18008/1816-5095-2015-1-96-100
41. Eguchi H., Hotta F., Kusaka S., Shimomura Y. Intraoperative optical coherence tomography imaging in corneal surgery: a literature review and proposal of novel applications. *J Ophthalmol.* 2020;2020:1497089. DOI: 10.1155/2020/1497089
42. Ehlers J.P. Intraoperative optical coherence tomography: past, present, and future. *Eye (Lond).* 2016;30(2):193–201. DOI: 10.1038/eye.2015.255
43. Ray R., Barañano D.E., Fortun J.A., Schwent B.J., Cribbs B.E., Bergstrom C.S., Hubbard G.B., Srivastava S.K. Intraoperative microscope-mounted spectral domain optical coherence tomography for evaluation of retinal anatomy during macular surgery. *Ophthalmology.* 2011;118(11):2212–2217. DOI: 10.1016/j.ophtha.2011.04.012
44. Ehlers J.P., Dupps W.J., Kaiser P.K., Goshe J., Singh R.P., Petkovsek D., Srivastava S.K. The ProserEncE Tomography (PIONEER) Study: 2-year results. *Am J Ophthalmol.* 2014;158(5):999–1007. DOI: 10.1016/j.ajo.2014.07.034
45. Аветисов С.Э., Петров С.Ю., Волжанин А.В. Возможности оптической когерентной томографии в исследовании зоны хирургического вмешательства антиглаукомной операции. *Вестник офтальмологии.* 2018;134(5):250–256. [Avetisov S.E., Petrov S.Yu., Volzhanin A.V. Optical coherence tomography for examination of glaucoma surgery site. The Russian Annals of Ophthalmology = *Vestnik oftalmologii.* 2018;134(5):250–256 (In Russ.)]. DOI: 10.17116/oftalma2018134051250
46. Ehlers J.P., Tam T., Kaiser P.K., Martin D.F., Smith G.M., Srivastava S.K. Utility of intraoperative optical coherence tomography during vitrectomy surgery for vitreomacular traction syndrome. *Retina.* 2014;34(7):1341–1346. DOI: 10.1097/IAE.0000000000000123
47. Shetty R., Malhotra C., D'Souza S., Wadia K. WaveLight FS200 vs Hansatome LASIK: intraoperative determination of flap characteristics and predictability by hand-held bioptric spectral domain ophthalmic imaging system. *J Refract Surg.* 2012;28(11 Suppl):S815–S820. DOI: 10.3928/1081597X-20121005-01
48. Han S.B., Woo S.J., Hyon J.Y. Delayed-onset interface fluid syndrome after laser in situ keratomileusis secondary to combined cataract and vitreoretinal surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2012;38(3):548–550. DOI: 10.1016/j.jcrs.2011.12.014
49. Balestrazzi A., Balestrazzi A., Giannico M.I., Michieletto P., Balestrazzi E. Diagnosis, clinical trend, and treatment of diffuse lamellar keratitis after femtosecond laser-assisted in situ keratomileusis: a case report. *Case Rep Ophthalmol.* 2018;9(3):457–464. DOI: 10.1159/000493338
50. Beckman K.A., Gupta P.K., Farid M., Berdahl J.P., Yeu E., Ayres B., Chan C.C., Gomes J.A.P., Holland E.J., Kim T., Starr C.E., Mah F.S., ASCRS Cornea Clinical Committee. Corneal crosslinking: current protocols and clinical approach. *J Cataract Refract Surg.* 2019;45(11):1670–1679. DOI: 10.1016/j.jcrs.2019.06.027
51. Titiyal J.S., Kaur M., Nair S., Sharma N. Intraoperative optical coherence tomography in anterior segment surgery. *Surv Ophthalmol.* 2021;66(2):308–326. DOI: 10.1016/j.survophthal.2020.07.001
52. Kymionis G.D., Grentzelos M.A., Plaka A.D., Stojanovic N., Tsoularas K.I., Mikropoulos D.G., Rallis K.I., Kankariya V.P. Evaluation of the corneal collagen cross-linking demarcation line profile using anterior segment optical coherence tomography. *Cornea.* 2013;32(7):907–910. DOI: 10.1097/ICO.0b013e31828733ea
53. Barbara R., Barbara A., Naftali M. Depth evaluation of intended vs actual intacs intrastromal ring segments using optical coherence tomography. *Eye (Lond).* 2016;30(1):102–110. DOI: 10.1038/eye.2015.202
54. Singh R., Gupta N., Vanathi M., Tandon R. Corneal transplantation in the modern era. *Indian J Med Res.* 2019;150(1):7–22. DOI: 10.4103/ijmr.IJMR_141_19
55. Anwar M., Teichmann K.D. Big-bubble technique to bare Descemet's membrane in anterior lamellar keratoplasty. *J Cataract Refract Surg.* 2002;28(3):398–403. DOI: 10.1016/s0886-3350(01)01181-6
56. Scorgia V., Busin M., Lucisano A., Beltz J., Carta A., Scorgia G. Anterior segment optical coherence tomography-guided big-bubble technique. *Ophthalmology.* 2013;120(3):471–476. DOI: 10.1016/j.ophtha.2012.08.041
57. De Benito-Llopis L., Mehta J.S., Angunawela R.I., Ang M., Tan D.T. Intraoperative anterior segment optical coherence tomography: a novel assessment tool during deep anterior lamellar keratoplasty. *Am J Ophthalmol.* 2014;157(2):334–341.e3. DOI: 10.1016/j.ajo.2013.10.001
58. Steven P., Le Blanc C., Velten K., Lanckenau E., Krug M., Oelckers S., Heindl L.M., Gehlsen U., Hüttmann G., Cursiefen C. Optimizing descemet membrane endothelial keratoplasty using intraoperative optical coherence tomography. *JAMA Ophthalmol.* 2013;131(9):1135–1142. DOI: 10.1001/jamaophthalmol.2013.4672
59. Au J., Goshe J., Dupps W.J., Srivastava S.K., Ehlers J.P. Intraoperative optical coherence tomography for enhanced depth visualization in deep anterior lamellar keratoplasty from the PIONEER study. *Cornea.* 2015;34(9):1039–1043. DOI: 10.1097/ICO.0000000000000508
60. Ehlers J.P., Goshe J., Dupps W.J., Kaiser P.K., Singh R.P., Gans R., Eisengart J., Srivastava S.K. Determination of feasibility and utility of microscope-integrated optical coherence tomography during ophthalmic surgery: the DISCOVER Study RESCAN Results. *JAMA Ophthalmol.* 2015;133(10):1124–1132. DOI: 10.1001/jamaophthalmol.2015.2376

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней»

Фисенко Наталья Владимировна

кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник отдела патологии оптических сред глаза

ул. Россоломо, 11а, б, Москва, 119021, Российская Федерация

<https://orcid.org/0000-0001-7198-4498>

ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней»

Осипян Григорий Альбертович

кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник отдела патологии оптических сред глаза

ул. Россоломо, 11а, б, Москва, 119021, Российская Федерация

<https://orcid.org/0000-0002-1056-4331>

ABOUT THE AUTHORS

Research Institute of Eye Diseases

Fisenko Natalia V.

PhD, senior researcher of Eye optical system pathology Department

Rossolimo str., 11A, B, Moscow, 119021, Russian Federation

<https://orcid.org/0000-0001-7198-4498>

Research Institute of Eye Diseases

Osipyuan Grigoriy A.

PhD, senior researcher of Eye optical system pathology Department

Rossolimo str., 11A, B, Moscow, 119021, Russian Federation

<https://orcid.org/0000-0002-1056-4331>

N.V. Fisenko, G.A. Osipyuan

Contact information: Fisenko Natalia V. natfisenko@mail.ru

Optical Coherence Tomography for Diagnosis and Treatment of Corneal Diseases