

<https://doi.org/10.21516/2072-0076-2023-16-1-168-174>



Особенности применения традиционной аналоговой и трехмерной цифровой визуализации в офтальмохирургии

В.С. Стебнев^{1, 2}, А.В. Журавлев^{1, 3} ✉

¹ ФГБОУ «Самарский государственный медицинский университет — Институт профессионального образования», ул. Чапаевская, д. 89, Самара, 443099, Россия

² Офтальмологическая клиника «Хирургия глаза», ул. Самарская, д. 25, Самара, 443020, Россия

³ ГБУЗ СО «Кинельская ЦБГиР», ул. Светлая, д. 12, Кинель, Самарская область, 446430, Россия

Визуализация хирургического процесса остается актуальной проблемой оперативного лечения катаракты. В обзоре представлена история методов визуализации в офтальмохирургии, проведено сравнение основных современных аналоговых и трехмерных цифровых технологий. Появление в клинической практике 3D-систем визуализации позволило решить многие проблемы, возникавшие при использовании стандартных аналоговых микроскопов. К таким проблемам можно отнести ограниченные фокус и поле зрения, необходимость яркого освещения, увеличивающего риск ятрогенной ретиальной фототоксичности, постоянное использование хирургом бинокулярных микроскопа и, как следствие, большую нагрузку на его зрительный аппарат, а также мышцы спины и шеи.

Ключевые слова: визуализация; офтальмохирургия; катаракта

Конфликт интересов: отсутствует.

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

Для цитирования: Стебнев В.С., Журавлев А.В. Особенности применения традиционной аналоговой и трехмерной цифровой визуализации в офтальмохирургии. Российский офтальмологический журнал. 2023; 16 (1): 168–74. <https://doi.org/10.21516/2072-0076-2023-16-1-168-174>

Traditional analogue vs. three-dimensional digital visualization used in ophthalmic surgery

Vadim S. Stebnev^{1, 2}, Anton V. Zhuravlev^{1, 3} ✉

¹ Samara State Medical University, Institute of Vocational Education, 89, Chapaevskaya St., Samara 443099, Russia

² "Eye Surgery" Ophthalmological Clinic, 25, Samarskaya St., Samara, 443020, Russia

³ Kinel Central Regional Hospital, 12, Svetlaya St., Kinel, Samara region, 446430, Russia
zhuranton@inbox.ru

The visualization of the surgical process remains a topical issue in cataract surgery. The review presents the history of visualization technique in ophthalmic surgery and compares the main current analogue and 3D digital technologies. The advent of 3D imaging systems in clinical practice has helped solve many issues associated with the use of standard analogue microscopes. These issues include limited focus and field of vision, the need to use a large amount of light, which increases the risk of iatrogenic retinal phototoxicity, the surgeon's attachment to the microscope and, consequently, a high load on the surgeon's visual apparatus when using eyepieces, as well as on their back and neck muscles.

Keywords: visualization; ophthalmic surgery; cataract

Conflict of interest: the authors declare no conflict of interest.

1. Визуализация в офтальмохирургии

1.1. История развития оптических систем в офтальмохирургии. Начиная с древних времен люди искали способы рассмотреть мельчайшие детали, увеличить изображение с помощью подручных средств. Они обращали внимание на то, что предметы, находящиеся под водой, кажутся больше, чем есть на самом деле [1]. В египетских иероглифах, датированных 800 г. до н. э., имеется первое задокументированное упоминание о выпуклых линзах, считающиеся первым упоминанием об увеличительных приборах [2]. Первое упоминание о практическом использовании оптического увеличения относится к I веку н. э., когда один из учителей римского императора Нерона отмечал в своих письмах, что если смотреть на мелкие и неразборчивые буквы через стеклянный сосуд, наполненный водой, то они становятся крупными и читаемыми [2].

Важным этапом в развитии оптических систем считается изобретение очков, о которых впервые упоминается в манускрипте из Флоренции, написанном в 1299 г. Изобретателем очков считается Сальвино Армати, хотя документальных подтверждений этому до сих пор не найдено. Очки быстро распространились у итальянцев, а затем и по всей Европе, а в 1305 г. доминиканский монах Джордано да Риальто в своей проповеди называет очки «лучшим из искусств, призванных улучшить зрение» [3, 4].

Дальнейшие попытки усовершенствования увеличительных приборов приводят к появлению на свет первого микроскопа. Примечательно, что единого мнения по поводу изобретателя микроскопа в мире не существует, но считается, что он появился в 1590 г. благодаря голландскому мастеру по подбору и производству очков Хансу Янсону и его сыну Захарию Янсону [5, 6]. Их прототип микроскопа представлял собой трубку с двумя выпуклыми линзами, фокусировка на объекте осуществлялась за счет выдвижного тубуса, а увеличение составляло от 3 до 10 крат [5, 6]. Примерно в те же годы итальянский ученый Галилео Галилей изобрел телескоп, построенный по тому же принципу оптической трубки [6, 7]. В конце XVII века нидерландский натуралист Антони ван Левенгук сконструировал однолинзовый микроскоп, который, несмотря на простую конструкцию, имел увеличение уже до 270 крат [8].

История применения увеличения изображения в офтальмохирургии берет начало в XIX веке, когда офтальмохирурги стали использовать различные варианты навесных увеличительных оптических систем, крепящихся к голове хирурга с помощью очковой оправы или ремня. Поначалу они представляли собой простые очки для коррекции пресбиопии, затем силу линз увеличили. Налобные оптические системы подразделялись на однолинзовые, призматические и телескопические [9, 10]. Несмотря на то, что к концу XIX — началу XX в. микроскопы уже были широко распространены в различных областях науки и стали обязательным атрибутом любой лаборатории, в операционных они все еще не применяются и налобные увеличители остаются основным способом визуализации для офтальмохирургов [11]. Первым хирургом, применившим операционный микроскоп на практике, стал отолог Карл-Олоф Сиггессон Нилен, который впервые воспользовался монокулярным

микроскопом для хирургического лечения отитов с фистулой среднего уха [12]. Однако, несмотря на успешный опыт применения операционного микроскопа коллегами, в офтальмохирургии операционный микроскоп не применялся вплоть до 1946 г., когда офтальмолог из Чикаго, доктор медицины Ричард Перри, впервые прооперировал пациента, используя модифицированный настольный микроскоп Bausch and Lomb с точечным освещением, который он расположил на тележке рядом с операционным столом [13]. Это послужило началом новой эры хирургии с использованием операционных микроскопов в офтальмологии.

1.2. Налобные системы визуализации. Налобные системы визуализации долгое время оставались основным инструментом у офтальмохирургов. Эдвард Ландольт в своем обзоре хирургических луп 1920 г. подразделяет налобные системы визуализации на три основные категории: однолинзовые, призматические и телескопические [10].

Однолинзовые системы представляли собой простые собирающие линзы в очковой оправе, например это бинокулярная лупа Бишопы Хармана или собирающие линзы с призмой в основании, расположенные в очковой оправе с вытянутыми дужками [14].

Налобные бинокулярные призматические увеличители были впервые представлены в 1912 г. компанией «Карл Цейс» [10]. Они создавали увеличение от 0,75 до 3 крат. Линзы располагались на носу и крепились к голове ремнем, что вызывало определенные неудобства при использовании из-за большого веса устройства [15].

Ограниченные возможности увеличения и малое рабочее расстояние в однолинзовых и призматических увеличительных системах привели к разработке и производству налобных увеличителей телескопического типа. В основу лег принцип устройства телескопа Галилея. Они представляли собой лупу Галилея открытого типа, бинокляры с минусовыми линзами большой силы сзади и плюсовыми линзами большой силы спереди. Для удобства хирурга оптическая конструкция была откидной [15].

Закрытую галилеевскую систему первым предложил Эдвард Джексон из Филадельфии в 1897 г. [15]. На планку, которая крепилась к голове хирурга ремнем, прикреплялись две закрытые телескопические системы, расположенные в трубках. Фокусное расстояние такой системы было 15 см и давало трехкратное увеличение [1, 10, 15]. Далее, в 1912 г., компания «Карл Цейс» начнет массовое производство таких бинокляров, немного модифицировав их для комфортного использования хирургами, сделав регулируемым межзрачковый интервал и увеличив оптическую силу линз [15].

В 1952 г. Чарльз Дэвис Килер в сотрудничестве с Лондонским оториноларингологом Чарльзом Холпайком представил модифицированную телескопическую бинокулярную систему. Два миниатюрных галилеевских телескопа крепились к очковой оправе и были подвижными, могли менять угол расположения относительно оправы и межзрачковый интервал [15]. С этими модификациями увеличение составляло уже от 1,75 до 9 крат, а фокусное расстояние варьировало от 34,5 до 16 см, что расширяло возможности хирургов и добавляло комфорта при использовании [14, 15]. Тем не менее налобные увеличительные системы не имели стабильной

фокусировки изображения вследствие их постоянного перемещения при движении головы хирурга и отсутствия стационарной точки опоры во время работы, а также становились довольно громоздкими по мере расширения их возможностей в увеличении и освещении.

1.3. Стационарные микроскопы в офтальмохирургии. В 1897 г. Зигфрид Чапский представил модель бинокулярного микроскопа для обследования переднего отдела глаза, а в 1911 г. лауреат Нобелевской премии по физиологии и медицине, шведский офтальмолог Альвар Гульстранд представил миру новый инструмент — щелевую лампу, которая, по сути, являлась доработанным бинокулярным микроскопом Чапского с модифицированными источниками освещения и возможностью их регулирования [12]. Логично было бы предположить, что использование микроскопов в офтальмохирургии должно было начаться с этого периода, однако по разным причинам этого не произошло, и вплоть до 1946 г. операционные микроскопы не находили применения в офтальмологической практике, когда Ричард Перри впервые применил микроскоп в операционной [16].

Ранние модели операционных микроскопов устанавливались на штатив или треногу и были нестабильны, что ухудшало качество изображения, особенно при большом увеличении. У них также было неэффективное освещение и довольно узкое поле зрения. Они имели только одну пару окуляров, и у ассистентов не было возможности смотреть в микроскоп одновременно с хирургом [17, 18]. Проблему стабилизации микроскопа частично удалось решить профессору Тулио из университета Пармы, который в 1938 г. представил тяжелый трипод для микроскопа, который компенсировал вес его оптической части и позволял располагать его над операционным полем без потери качества изображения при высоких увеличениях. Тулио также добавил пару окуляров с дублированным изображением на них с помощью дополнительного призматического компонента, что позволило наблюдать за ходом операции ассистенту [15]. В 1951 г. компания V. Mueller & Co начала продавать микроскопы с тяжелым основанием для их стабилизации, а Хоакин Барракер в 1956 г. спроектировал операционный микроскоп с потолочным креплением [19].

Рабочее расстояние у хирургического микроскопа дает хирургу свободу для манипуляций инструментами. Оно изменялось по мере эволюции микроскопов и составляло 60 мм у первого монокулярного микроскопа, затем увеличилось до 75 мм у первого бинокулярного микроскопа [18], к 1948 г. максимальное рабочее расстояние увеличилось уже до 250 мм [19]. В 1953 г. компания «Карл Цейс» выпускает операционный микроскоп Zeiss OPMI 1 (Zeiss Operating Microscope 1), у которого рабочее расстояние менялось от 100 до 405 мм [20]. Этот микроскоп озаменовал новую эпоху и стал прообразом современных операционных микроскопов. У него было много преимуществ в сравнении с конкурентами: коаксиальное освещение, сбалансированное основание с противовесами, регулируемое увеличение, подвижная оптическая часть на шарнирных соединениях. Позже к этому микроскопу также добавили электромотор для регулировки высоты, управляемый педалью, а также возможность присоединения камеры для видеосъемки [19]. Zeiss OPMI 1 имел большой успех у микрохирургов, и в 1965 г. вышла модель OPMI 2, которая оснащалась электродвигателем и многими взаимозаменяемыми компонентами с OPMI 1. Уже в 1966 г. выходит модель OPMI 3 с устройством для стерилизации микроскопа и настраиваемым с помощью переключателя увеличением. В дальнейшем линейка моделей OPMI продолжала совершенствоваться.

2. Аналоговое и цифровое изображение

2.1. Аналоговое и цифровое изображение в медицине. Аналоговые изображения — это изображения, получаемые с помощью аналогового сигнала, т. е. сигнала непрерывного характера. Цифровые изображения получаются путем обработки аналогового сигнала в двоичную систему при помощи компьютера и имеют дискретный характер. Аналоговые изображения имеют ряд недостатков, в частности объем получаемых от источника данных и невозможность их сжатия для хранения. Кроме того, из-за наличия посторонних шумов аналогового сигнала данные изображения имеют относительно низкое качество.

Цифровые изображения, в свою очередь, представлены в виде матричной структуры. Их основными преимуществами являются высокое качество и отсутствие шума, как в случае с аналоговыми изображениями, легкое сохранение на разных носителях, обработка и передача данных по сетям.

Наиболее яркие примеры аналоговых и цифровых медицинских изображений — это классическая пленочная рентгенография, до сих пор широко распространенная во многих лечебных учреждениях, аналоговая рентгеноскопия, аналоговая линейная томография. В настоящее время эти методы активно замещаются цифровыми: цифровой рентгенографией, компьютерной томографией, цифровой рентгеноскопией.

Аналоговое изображение можно перевести в матрицу, и наоборот. Примером перевода аналогового изображения в цифровое служит устройство, применяемое в рентгенологии, — транспарентный (прозрачный) сканер. Сканеры используются для оцифровки аналоговых изображений. А для упорядоченной оцифровки пленочных рентгенограмм используются так называемые оцифровщики, или дигитайзеры. Обработка сигнала с дигитайзеров происходит уже в процессоре компьютера [20].

2.2. Аналоговое изображение в офтальмохирургии. Несмотря на то, что практическое применение аналоговых микроскопов началось более 50 лет назад, они все еще обеспечивают высокое качество изображения и на сегодняшний день являются основным инструментом визуализации для офтальмохирургов. Тем не менее у аналоговых микроскопов имеется ряд весомых недостатков, таких как недостаточная эргономичность и неудобная посадка хирурга, а также невозможность добавления дополнительной информации к изображению.

Преимущество аналогового сигнала перед цифровым — отсутствие задержки изображения. Современные системы цифровой визуализации все еще имеют задержку 50–80 мс, которая, однако, не критична и позволяет оперировать, используя изображение с дисплея [21].

Важным условием для визуализации является стереопсис — объемное изображение. При аналоговом способе визуализации объемное изображение получается благодаря бинокулярам микроскопа. Изображение на каждом окуляре независимо, имеет свое увеличение, и свет, попадающий в окуляры микроскопа, разделен на 2 потока, что формирует различные изображения в правом и левом окулярах, благодаря чему изображение операционного поля получается объемным. При работе с операционным микроскопом при больших увеличениях ощущение размера объекта, его формы может быть искажено. Тем не менее стереопсис очень важен, поскольку позволяет хирургу ориентироваться в пространстве и придает глубину изображению [22].

Часто на офтальмологических операциях присутствует не только оперирующий хирург, но и ассистент, а также наблюдатель, не участвующий в операции, например студент.

В стандартных микроскопах предусмотрены оптические порты для подключения дополнительных окуляров, в некоторых моделях предусмотрена также возможность подключения камеры для трансляции изображения на дисплей или записи процесса операции [23]. Запись операций ранее происходила с использованием видеокамеры, прикрепленной к микроскопу, которая записывала аналоговый сигнал на видеокассеты. Изображение получалось сравнительно низкого качества, а также с множеством оптических шумов. Разрешение и глубина резкости такого изображения были недостаточными для использования его в качестве замены окулярам микроскопа. Низкое разрешение изображения не позволяло получать объемный эффект. Формат изображения был VHS, а сами видеокассеты вмещали малое по протяженности видео и были громоздкими и неудобными для хранения [21].

Из-за недостатков в эргономике операционного микроскопа многие офтальмохирурги страдают от мышечных болей в шее и спине, поскольку оперируют в неестественной для человека позе и прикованы к окулярам микроскопа, движение их головы ограничено полем зрения окуляров [24, 25].

2.3. Цифровые системы визуализации в офтальмохирургии. Преобразование в цифровую технологию дает множество преимуществ. Цифровая технология позволяет захватывать видеоизображения практически без потери качества, в отличие от ухудшения качества изображений при копировании, редактировании или повторном просмотре аналоговых видео. Цифровые камеры имеют высокое разрешение, а также хорошую коррекцию цвета и баланс белого, что особенно актуально для витреоретинальной хирургии. Хранение, возможность передачи и редактирования данных также лучше в цифровом формате, чем в аналоговом.

В современных операционных микроскопах есть возможность использовать цифровой способ визуализации, они снабжены HD-камерами и дисплеями с высоким разрешением, на которые выводится изображение. В последнее время дисплеи стали использоваться с поляризованными 3D-очками, что дает возможность получения трехмерного изображения. Высокое качество исходного изображения, получаемого с камер, и высокое разрешение дисплея вкупе с использованием поляризованных очков позволяют получать эффект стереопсиса и не использовать окуляры микроскопа как средство визуализации операционного поля [26].

Такая система позволяет ассистентам и наблюдателям следить за ходом операции, возможно также использовать 3D-очки, получая объемное изображение высокого качества. Имеются данные о том, что изображение с OLED-экрана получается более контрастным с лучшим балансом белого и большей яркостью по сравнению с изображением, получаемым с окуляров микроскопа, что является преимуществом, особенно при витреоретинальной хирургии [26].

Важной особенностью цифровых систем визуализации является возможность добавления дополнительной информации к изображению. Например, цифровая навигационная система Verion Image Guided System, позволяющая строить план операции и в дальнейшем проецирующая на дисплей данные с осью для имплантации торических ИОЛ, размерами капсулорексиса для каждого глаза индивидуально [27]. Цифровая визуализация позволяет использовать данные оптической когерентной томографии (ОКТ) для навигации и получения дополнительной информации для хирурга. Изображение, получаемое с ОКТ, может накладываться как на основной OLED-дисплей, так и выводиться на дополнительный дисплей, а также в окуляры микроскопа [27, 28].

2.4. Цифровые навигационные системы в офтальмохирургии. Навигационные системы помогают снизить количество

осложнений и улучшить результаты в офтальмохирургии, повышают точность при выполнении разрезов, капсулорексиса, имплантации торических ИОЛ. Особенно актуальна помощь этих систем при наличии у пациента астигматизма роговицы, который можно скорректировать торической ИОЛ. До появления цифровых навигационных систем использовались различные варианты мануальной разметки. Точность такой разметки ниже, чем у виртуальной, и требует определенного опыта хирурга [29].

Точность имплантации торической линзы очень важна, ведь даже один градус отклонений от планируемой оси может давать снижение остроты зрения в дальнейшем примерно на 3%. А при выполнении операционной разметки лежа отклонение от планируемой оси может достигать 10–15% за счет эффекта циклоторсии [30].

Различные авторские методики с предоперационной разметкой предлагались ранее для улучшения точности позиционирования ИОЛ. D. Cha и соавт. [31] в 2011 г. предложили разметку методом картографии. Пациенту, сидящему на операционном столе, наносили разметку на 3, 6 и 9 ч, используя лимбальный разметчик. Торическую ось отмечали маркером. Возможен другой вариант этого метода, когда, используя щелевую лампу, предварительно размечали меридианы 3 и 9 ч, а также торическую ось маркером. Далее проводили фотографирование переднего отрезка глаза. Ориентирами служили крупные сосуды зоны лимба. Измерение проводили циркулем Кастровьеах и далее в фоторедакторе рисовали круг, основываясь на данных диаметра радужки, накладывали фотографию переднего отрезка и размечали ось позиционирования ИОЛ. Затем, проводя измерения циркулем Кастровьеах и ориентируясь на сосуды лимба, наносили разметку [31].

В 2013 г. была предложена методика разметки с использованием YAG-лазера. Наносилась разметка на 3, 6 и 9 ч лучем лазера малой мощности 1,0–1,2 мДж, а выравнивание по горизонтальной оси проводилось с помощью водяного уровня во избежание смещения точек разметки. Такой метод выгодно отличался от существовавших, был безопасен и адаптирован для беспокойных пациентов, с которыми возникали трудности при разметке с использованием красителей [29].

С появлением новой системы разметки Verion Image Guided System ее нанесение упростилось. Система включает в себя Verion Reference Unit, Verion Digital Marker и Verion Digital Marker Microscope. В качестве первого модуля применяется оптический биометр, данные с которого в дальнейшем загружаются в программное обеспечение Verion Vision Planner, которое обрабатывает полученные результаты. Итогом обработки является план операции, который транспортируется в цифровой интерфейс Verion Digital Marker Microscope и непосредственно накладывает виртуальную разметку на глаз пациента, указывает ось имплантации ИОЛ, размеры капсулорексиса, места инцизии [27, 28].

3. 3 D-технологии в офтальмохирургии

3.1. Обзор современных 3D-систем в офтальмохирургии. На сегодняшний день микрохирургия с использованием трехмерных систем визуализации приобрела термин *head up surgery*, или «хирургия с поднятой головой», из-за того, что хирург не привязан к окулярам микроскопа и оперирует, смотря на монитор с изображением операционного поля. В офтальмологии трехмерная визуализация операций пришла с появлением системы True Vision 3D Surgical System. До офтальмологии эта система уже активно применялась в других областях хирургии, в частности в оториноларингологии, нейрохирургии, челюстно-лицевой хирургии [32–35].

Современные системы трехмерной визуализации можно разделить на активные и пассивные. Пассивные системы смешивают две плоскости изображения и выводят его на дисплей, на котором хирург с помощью поляризованных очков видит объемное изображение. Каждое изображение имеет свою длину волны, и поляризационные очки выполняют селекцию изображений, составляющих стереопару. Этот способ называют также анаглифическим, он используется в подавляющем большинстве современных трехмерных систем визуализации. Пассивные системы — это электронные очки, в которых изображение поочередно меняется в правом и левом глазу с высокой частотой, при этом запрограммированно подавляется изображение в противоположном глазу. Такой принцип используется в налобных системах и также называется затворным [36].

В теории использование трехмерной визуализации позволяет снизить риск осложнений, в частности разрыва задней капсулы и позволяет улучшить результаты передней витрэктомии за счет лучшей глубины резкости и большей степени увеличения [37].

В офтальмологии первый опыт хирургии на человеческом глазу с использованием трехмерной системы визуализации был описан R. Weinstock и соавт. [38, 39]. Они проводили сравнение хирургии переднего отдела глаза с использованием бинокулярного микроскопа и микроскопа с трехмерной системой визуализации True Vision 3D Surgical System. В группе, прооперированной с использованием этой системы, получились лучшие результаты, при этом число незапланированных витрэктомий было в три раза ниже, чем в контрольной группе [39].

Система True Vision 3D Surgical System представляет собой камеру с высоким разрешением, прикрепленную к операционному микроскопу и транслирующую с помощью специального программного обеспечения трехмерное изображение на дисплей. Система использует графический движок True Vision 3D, совместимый со многими операционными системами. В дополнение к этой системе были также разработаны навигационные системы True guide и True Plan, позволяющие отказаться от мануальной разметки при имплантации торических ИОЛ и достигать лучших рефракционных результатов хирургии [40].

В 2017 г. Y. Mohamed и соавт. [41] опубликовали статью с результатами первого опыта использования трехмерной системы визуализации Sony HD Medical Display System при задней эндотелиальной кератопластике десцеметовой оболочки, которые были лучше, чем при стандартной визуализации из-за большего увеличения и качества изображения. Однако на этапе имплантации донорского лоскута авторы столкнулись с трудностями в связи с неправильной настройкой автофокуса камеры, который пришлось регулировать вручную [41].

Компания Alcon в 2018 г. выпустила новую систему трехмерной цифровой визуализации Ngenuity 3D Visualization System. Эта система имеет схожее строение с True Vision 3D Surgical System, по сути, являясь ее модификацией, и представляет собой HDR-камеру с четырехкратным разрешением, прикрепленную к операционному микроскопу. Она включает в себя программный модуль Data Fusion с системой Verion и Constellation, позволяющий добавлять заранее рассчитанные данные предоперационной разметки, ось имплантации ИОЛ и видеть их в реальном времени во время операции.

В 2019 г. R. Weinstock и соавт. [39], которые ранее занимались исследованием и апробацией системы True Vision, публикует результаты хирургии катаракты с использова-

нием стандартного микроскопа и системы Ngenuity 3D Visualization System. Несмотря на очевидные преимущества этой системы, процент осложнений и время, затраченное на операцию, оказались сравними в основной и контрольной группе.

В том же году I. Hamasaki и соавт. [42], использовавшие Ngenuity 3D Visualization System при малом количестве света для хирургии косоглазия, заключают, что данная технология снижает риск фототоксичности, а также сокращает количество необходимого физиологического раствора для орошения конъюнктивы и роговицы.

Компания Carl Zeiss вслед за компанией Alcon презентовала свою систему трехмерной цифровой визуализации Carl Zeiss Artevo 800. В целом ее конструкция аналогична Ngenuity, но имеет ряд отличий. В Ngenuity используется одна HDR-камера, в Artevo 800 — две 4-кратные камеры. У Artevo 800 меньшее время отклика (менее 50 мс), чем у Ngenuity (с 80 мс). Система от Carl Zeiss позволяет также использовать ОКТ-ассистенцию интраоперационно. Трехмерное изображение выводится на 55-дюймовый 4-кратный дисплей, хирург работает в поляризованных 3D-очках.

Современные стационарные системы трехмерной визуализации уже успели себя хорошо зарекомендовать, имеют хорошие отзывы от офтальмохирургов и хороший потенциал для дальнейшего развития их функционирования, однако ввиду их новизны пока недостаточно данных для формирования выводов об их эффективности.

Кроме стационарных систем, на сегодняшний день трехмерное изображение активно применяется и в налобных системах визуализации. Налобная система HMS-3000MT от компании Sony представляет собой систему, которая состоит из графического процессора и дисплея, воспроизводящего трехмерное изображение. Изображение на дисплее для правого и левого глаза разное, за счет чего создается стереоскопический эффект. Налобный дисплей подключается к камере MCC-3000MT, есть также возможность подключения второго налобного дисплея для ассистента. Первый опыт использования этой системы в офтальмологии опубликовали M. Dutra-Medeiros и соавт. [43, 44] в 2017 г. Они отмечали хорошую эргономику устройства, оно не вызывает дискомфорта при использовании, имеет высокое качество изображения и хороший стереоскопический эффект. Проблем с адаптацией к новому устройству не возникало.

Другим представителем налобных систем является израильская система The Clarity (компания Beyeonics). Система включает в себя двойную камеру, расположенную на штативе, транслирующую изображение на HD-дисплей. По принципу работы The Clarity схожа с HMS от Sony, но, в отличие от нее, налобный дисплей не беспроводной. Сравнение этой системы со стандартным аналоговым микроскопом на 40 глазах при хирургии различной витреоретинальной патологии показало, что качество изображения сравнимо с таковым в стандартном микроскопе. Однако увеличение было больше в налобной системе, при этом использовалось меньшее количество света; отмечалась хорошая эргономика для хирурга и удобная посадка [45].

Налобная система Avegant Glyph (Avegant Corporation, США), в отличие от других налобных систем, которые выводят изображение на дисплей, находящийся в очках перед глазами пользователя, с помощью RGB-светодиодов, микрзеркала и оптики встроенных проекторов проецирует изображение с разрешением 1280 на 720 точек непосредственно на сетчатку хирурга. За счет этого получается объемное изображение высокого качества [46].

3.2. Особенности и преимущества 3D-технологий. В офтальмохирургии, как и других областях микрохирургии, визуализация операций играет важнейшую роль в получении хороших результатов. Благодаря возможности привносить дополнительную информацию на экран, например предоперационную разметку, и дополнять изображение операционного поля виртуальными данными, трехмерная визуализация имеет большой потенциал для дальнейшего использования и усовершенствования технологии.

Бинокляры операционного микроскопа были длительное время основным инструментом визуализации для офтальмохирургов. Несмотря на совершенствование конструкции оптической части, улучшение эргономики микроскопов, принцип визуализации оставался тем же. Со временем прогресс в качестве изображения цифровых дисплеев и камер позволил использовать в качестве основного инструмента визуализации дисплей компьютера. В 2010 г. в Чикаго (США) на съезде офтальмологов для визуализации витреоретинальных операций вместо бинокляров микроскопа была представлена возможность использования 3D-дисплея [47].

Основными преимуществами 3D-технологий являются улучшенная эргономика для хирурга и ассистентов, использование меньшего количества света и, следовательно, меньший риск развития ретиальной фототоксичности, большая глубина резкости и возможность добавления дополнительной информации к изображению [47–49]. К недостаткам можно отнести дороговизну таких систем, необходимость большего количества места в операционной по сравнению с обычным микроскопом. Кроме того, многие хирурги, особенно длительное время оперирующие на стандартных микроскопах, не адаптированы к таким системам, требуется определенное время для привыкания. Даже в современных системах имеется задержка изображения в среднем 50–80 мс, которой нет при работе со стандартным аналоговым микроскопом и которая повышает риск осложнений, особенно при проведении самых сложных этапов операции, например капсулорексиса [47–49].

3.3. Перспективы развития 3D-технологий. Трехмерные цифровые технологии визуализации появились в офтальмохирургии относительно недавно, но уже активно используются и являются хорошим подспорьем для офтальмологов при лечении патологии как переднего отрезка глаза, так и стекловидного тела, и сетчатки. Основной областью применения этой технологии стала витреоретинальная хирургия, поскольку большая глубина резкости и увеличение изображения особенно востребованы при хирургии сетчатки и стекловидного тела [32].

Трехмерные технологии применяются и в других отраслях: нейрохирургии, челюстно-лицевой хирургии, оториноларингологии, ортодонтии [32–35]. Современные 3D-системы ограничены возможностями процессоров, в том числе графических, разрешением дисплеев и камер. Несмотря на мощный процессор, система Ngenuity имеет запаздывание около 80 мс. Задержка не критична для операций на заднем отделе глаза, но может быть заметна при операциях на переднем отделе, где скорость действий хирурга в среднем выше [50].

По мере увеличения мощности процессоров будет уменьшаться задержка, по мере улучшения качества камер в дальнейшем будет также появляться возможность получения еще более качественного изображения. Немаловажным аспектом в перспективе является возможность использования нейросетей и искусственного интеллекта для улучшения существующего программного обеспечения, навигационных

хирургических систем. Актуальным направлением развития цифровой визуализации является также технология дополненной реальности. Эту технологию используют и продвигают в нейрохирургии, где очень важна точность следования утвержденному плану операции, и она напрямую влияет на исход оперативного лечения. Использование результатов компьютерной и магнитно-резонансной томографии, моделирование анатомических структур, а затем добавление дополнительной информации с помощью технологии дополненной реальности уже апробированы в нейрохирургии, оториноларингологии, ортопедии и челюстно-лицевой хирургии. Результаты показали, что это направление очень перспективно [51].

Литература/References

1. Kriss T.C., Kriss V.M. History of the operating microscope: from magnifying glass to microneurosurgery. 1998; 42 (4): 899–907. doi: 10.1097/00006123-199804000-00116
2. Bradbury S. The evolution of the microscope. New York: Pergamon, 1967.
3. Kalderson A.E. The evolution of microscope design from its invention to the present days. Am. J. Surg. Pathol. 1983; 7 (1): 95–102.
4. James P., Nick J. Thorpe. Ancient inventions. Ballantine: Books Inc.; 1997.
5. Соболев С.Л. Изобретение микроскопа и его исторические предпосылки. Москва; 1945: 418–9. [Sobol S.L. The invention of the microscope and its historical background. Moscow; 1945: 418–9 (In Russian)].
6. Kalderson A.E. The evolution of microscope design from its invention to the present days. Am. J. Surg. Pathol. 1983; 7 (1): 95–102.
7. Purtle H.R. History of the microscope. In: Gray P., eds. The encyclopedia of microscopy and microtechnique. New York: Van Nostrand Reinhold; 1973: 252–60.
8. Zuylen J.V. The microscopes of Antoni van Leeuwenhoek. J. Microsc. 1981; 309–28. doi: 10.1111/j.1365-2818.1981.tb01227.x
9. Landolt I.E. Review of surgical loupes. In: Handbuch der Augenheilkunde. Berlin: Springer; 1920: 353–61.
10. Schultheiss D., Denil J. History of the microscope and development of microsurgery: a revolution for reproductive tract surgery. Andrologia. 2002; 34 (4): 234–41. doi: 10.1046/j.1439-0272.2002.00499.x
11. Perritt R.A. The operating microscope in practice. Bibl. Ophthalmol. 1968; 77: 21–50.
12. Perritt R.A. Micro Ophthalmic Surgery. Belgica Acta. 1958; 2: 1680–3.
13. Jackson E. Magnifying lenses for use when operating. 1897. Arch. Ophthalmol. 1996; 114 (7): 867–8. doi: 10.1001/archophth.1996.01100140081014
14. Schultheiss D., Denil J. History of the microscope and development of microsurgery: a revolution for reproductive tract surgery. Andrologia. 2002; 34 (4): 234–41. doi: 10.1046/j.1439-0272.2002.00499.x
15. Czapski S. Binokulares Corneal Mikroskop. Graefe Arch. Ophthalmol. 1899; 48: 229–35.
16. Barraquer J.I. The microscope in ocular surgery. Am. J. Ophthalmol. 1956; 42 (6): 916–8. doi: 10.1016/0002-9394(56)90666-3
17. Nylean C.O. The microscope in aural surgery, its first use and later development. Acta Otolaryngol. Suppl. 1954; 226–40.
18. Tang C.T., Kurozumi, K., Pillai, et al. Quantitative analysis of surgical exposure and maneuverability associated with the endoscope and the microscope in the retrosigmoid and various posterior petrosotomy approaches to the petroclival region using computer tomography-based frameless stereotaxy. A cadaveric study. Clin. Neurol. Neurosurg. 2013; 115 (7): 1058–62. doi: 10.1016/j.clineuro.2012.10.023
19. Uluc K., Kujoth G.C., Başkaya M.K. Operating microscopes: past, present, and future. Neurosurg. Focus. 2009; 27 (3): E 4. doi: 10.3171/2009.6.focus09120
20. Корольюк И.П. Медицинская информатика. Самара: ООО «Офорт»; 2012. [Korolyuk I.P. Medical informatics. Samara: ООО «Офорт»; 2012 (in Russian)].
21. Miron H., Blumenthal E.Z. Bridging analog and digital video in the surgical setting. J. Cataract Refract. Surg. 2003; 29 (10): 1874–7. doi: 10.1016/s0886-3350(03)00252-9
22. Buckland E.L. Surgical microscopes using optical coherence tomography and related methods. Patent US # 8, 777, 412 B2; 2014.
23. Riew K.D., McCulloch J.A., Delamarter R.B., An H.S., Ahn N.U. Microsurgery for degenerative conditions of the cervical spine. Instruct. Course Lect. 2003; 52: 497–508.
24. Dhimitri K.C., McGwin G.Jr., McNeal S.F., et al. Symptoms of musculoskeletal disorders in ophthalmologists. Am. J. Ophthalmol. 2005; 139 (1): 179–81. doi: 10.1016/j.ajo.2004.06.091
25. Chatterjee A., Ryan W.G., Rosen E.S. Back pain in ophthalmologists. Eye (Lond). 1994; 8 (4): 473–4. doi: 10.1038/eye.1994.112

26. Siebelmann S., Steven P., Hoset D., et al. Advantages of microscope-integrated intraoperative online optical coherence tomography: usage in Boston keratoprosthesis type I surgery. *J. Biomed. Opt.* 2016; 21 (1): 16005. doi: 10.1117/1.JBO.21.1.016005
27. Першин К.Б., Пашинова Н.Ф., Цыганков А.Ю., Черкашина А.В. Первый опыт применения системы Verion при имплантации торических ИОЛ у пациентов с катарактой и астигматизмом в Российской Федерации. *Катарактальная и рефракционная хирургия*. 2016 (1): 20–4. [Pershin K.B., Pashinova N.F., Tsygankov A.Yu., Cherkashina A.V. The first experience of using the Verion system for implantation of toric IOLs in patients with cataracts and astigmatism in the Russian Federation. *Cataract and refractive surgery*, 2016 (1): 20–4 (in Russian)].
28. Weinstock R.J., Diakonis V.F., Schwartz A.J., Weinstock A.J. Heads-up cataract surgery: complication rates, surgical duration, and comparison with traditional microscopes. *J. Refract. Surg.* 2019; 35 (5): 318–22. doi: 10.3928/1081597X-20190410-02
29. Belykh E., Xiaochun Z., Claudio C., et al. Laboratory evaluation of a robotic operative microscope — visualization platform for neurosurgery. *Cureus*. 2018; 10 (7): e 3073. doi: 10.7759/cureus.3072
30. Mamalis N. Correction of astigmatism during cataract surgery. *J. Refract. Cataract Surgery*. 2009; 35 (3): 403–4. doi: 10.3928/1081597X-20100526-01
31. Cha D., Kang S.Y., Kim S.-H., Song J.-S., Kim H.-M. New axis-marking method for a toric intraocular lens: mapping method. *J. Refract. Surg.* 2011; 27 (5): 375–9. doi: 10.3928/1081597X-20101005-01
32. Mascitelli J.R., Schlachter L., Chartrain A.G., et al. Navigation-linked heads-up display in intracranial surgery: early experience. *Oper. Neurosurg. (Hagerstown)*. 2018; 15 (2): 184–93. doi: 10.1093/ons/oxx205
33. Bickerton R., Nassimzadeh A.K., Ahmed S. Three-dimensional endoscopy: the future of nasoendoscopic training. *Laryngoscope*. 2019; 129 (6): 1280–5. doi: 10.1002/lary.27812
34. Rose A.S., Kim H., Fuchs H., Frahm J.M. Development of augmented-reality applications in otolaryngology-head and neck surgery. *Laryngoscope*. 2019; 129 (3): 1–11. doi: 10.1002/lary.28098
35. Bosc R., Fitoussi A., Hersant B., Dao T.H., Meningaud J.P. Intraoperative augmented reality with heads-up displays in maxillofacial surgery: a systematic review of the literature and a classification of relevant technologies. *Int. J. Oral. Maxillofacial Surg.* 2019; 48 (1): 132–9. doi: 10.1016/j.ijom.2018.09.010
36. Fotouhi J., Furst B., Lee S.C., et al. Interventional 3D augmented reality for orthopedic and trauma surgery. In: 6th Annual Meeting of the International Society for Computer Assisted Orthopedic Surgery (CAOS). 2016.
37. Weinstock R.J., Desai N. Heads-up cataract surgery with the TrueVision 3D display system. *Surgical Techniques in Ophthalmology*. Jaypee Medical Publishers. 2010; 1: 24–127. doi: 10.17925/EOR.2019.13.1.31
38. Weinstock R.J. Operate with your head up. *Cataract Refract. Surg. Today*. 2011. Available at: <https://crstodayeurope.com/articles/2011-apr/operate-with-your-head-up/> (accessed 27 Januar 2022).
39. Weinstock R.J., Diakonis V.F., Schwartz A.J., Weinstock A.J. Heads-up cataract surgery: complication rates, surgical duration, and comparison with traditional microscopes. *J. Refract Surg.* 2019; 35 (5): 318–22. doi: 10.3928/1081597X-20190410-02
40. Leica Microsystems. IOL Guidance Systems. IOLcompass & 3D TrueGuide. Available at: https://downloads.leica-microsystems.com/IOLcompass/Brochures/IOL%20guidance%20brochure_en.pdf (accessed 5 Nov. 2022).
41. Mohamed Y.H., Uematsu M., Inoue D., Kitaoka T. First experience of nDSAEK with heads-up surgery: a case report. *Medicine (Baltimore)*. 2017; 96 (19): e 6906. doi: 10.1097/MD.00000000000006906
42. Hamasaki I., Shibata K., Shimizu T., et al. Lights-out surgery for strabismus using a heads-up 3D vision system. *Acta Med. Okayama*. 2019; 73 (3): 229–33. doi: 10.18926/AMO/56865
43. Dutra-Medeiros M., Nascimento J., Henriques J., et al. Three-dimensional head-mounted display system for ophthalmic surgical procedures. *Retina*. 2017; 37 (7): 1411–4. doi: 10.1097/IAE.0000000000001514
44. Dutra-Medeiros M., Moura-Coelho N., Nascimento J., et al. Correspondence three-dimensional (3D) head-mounted display systems in ophthalmic surgery — first reports. *Retina*. 2017; 37 (7): 1411–4. doi: 10.1097/IAE.0000000000001514
45. Lowenstein A., Schneider R., Barak A. First look: a head-mounted OR display. *Review of ophthalmology*. 2019; 1–5. Available at: <https://www.reviewofophthalmology.com/article/first-look-a-headmounted-or-display>
46. Korot E., Thanos A., Todorich B., et al. Use of the Avegant Glyph head-mounted virtual retinal projection display to perform vitreoretinal surgery. *J. Vitreoretin Dis.* Available at: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/2474126417738613> (accessed 28 December).
47. Mendez B.M., Chiodo M.V., Vandevender D., Patel P.A. Heads-up 3D microscopy: an ergonomic and educational approach to microsurgery. *Plast. Reconstr. Surg. Glob. Open*. 2016; 4(5): e717. doi: 10.1097/GOX.0000000000000727
48. Eckardt C., Paulo E.B. Heads-up surgery for vitreoretinal procedures: an experimental and clinical study. *Retina*. 2016 36 (1): 137–47. doi: 10.1097/IAE.0000000000000689
49. Freeman W.R., Chen K.C., Ho J., et al. Resolution, depth of field, and physician satisfaction during digitally assisted vitreoretinal surgery. *Retina*. 2019; 39 (9): 1768–71. doi: 10.1097/IAE.0000000000002236
50. Yoshihiro Y. Seeing the world through 3-D glasses: Grab some pearls for the coming world of 3-D heads-up surgery. *Retina Today*. Available at: https://assets.bmctoday.net/retinatoday/pdfs/1016RT_Cover_Yonekawa.pdf
51. Shuhaiber J. H. Augmented reality in surgery. *Arch. Surg.* 2004; 139 (2): 170–4. doi: 10.1001/archsurg.139.2.170

Вклад авторов в работу: В.С. Стебнев — разработка концепции и дизайна обзора; А.В. Журавлев — сбор и обработка литературы, написание обзора.

Authors' contribution: V.S. Stebnev — conception and design of the review; A.V. Zhuravlev — literature data collection and analysis, writing of the paper.

Поступила: 14.12.2021. Переработана: 16.01.2022. Принята к печати: 18.01.2022

Originally received: 14.12.2021. Final revision: 16.01.2022. Accepted: 18.01.2022

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ/INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

¹ ФГБОУ «Самарский государственный медицинский университет — Институт профессионального образования», ул. Чапаевская, д. 89, Самара, 443099, Россия

² Офтальмологическая клиника «Хирургия глаза», ул. Самарская, д. 25, Самара, 443020, Россия

³ ГБУЗ СО «Кинельская ЦБГР», ул. Светлая, д. 12, Кинель, Самарская область, 446430, Россия

Вадим Сергеевич Стебнев — д-р мед. наук, профессор кафедры глазных болезней¹, главный врач²

Антон Владимирович Журавлев — аспирант кафедры глазных болезней¹, врач-офтальмолог³

Для контактов: Антон Владимирович Журавлев,
zhuranton@inbox.ru

¹ Samara State Medical University, Institute of Vocational Education, 89, Chapayevskaya St., Samara 443099, Russia

² “Eye Surgery” Ophthalmological Clinic, 25, Samarskaya St., Samara, 443020, Russia

³ Kinel Central Regional Hospital, 12, Svetlaya St., Kinel, Samara region, 446430, Russia

Vadim S. Stebnev — Dr. of Med. Sci., professor of the department of eye diseases¹, chief medical officer²

Anton V. Zhuravlev — PhD student of the department of eye diseases², ophthalmologist³

Contact information: Anton V. Zhuravlev,
zhuranton@inbox.ru