

(рис. 8, а) в фокальную плоскость окуляра 11 проецируется изображение 4' препарата 4. Наблюдаемая при этом интерференция поляризованных лучей локализована в плоскости препарата. Пучок лучей, прошедших через поляризатор 1, ограничивается апертурной диафрагмой 2 конденсора 3; с помощью поворотного анализатора 8 и компенсаторов разл. типов 7 производится измерение величины двойного лучепреломления, углов поворота плоскости поляризации, определение углов погасания и др. характеристики. При коноскопич. ходе лучей (рис. 8, б) апертурная диафрагма 2 открывается, а наблюдение интерференц. картины, локализованной в бесконечности, производится с помощью линзы Бертрана 9, к-рая проецирует выходной зрачок 6 в фокальную плоскость 10 окуляра. Получаемые при этом изображения дают возможность определить знак двойного лучепреломления, кол-во осей объекта, их ориентацию и величину угла между осями.

У непрозрачных объектов в поляризах. свете изучают двутражение и др. свойства. Наиб. распространение поляризац. М. получила в минералогии, петрографии и кристаллографии, но применяется также для изучения биол. объектов (рис. 1, е), в металлографии и т. д.

Люминесцентная (флуоресцентная) М. использует явление фотolumинесценции (см. Люминесценция), свойственное либо природе самого микрообъекта (в большинстве случаев биологического), либо полученное им после окраски спец. красителями — флуорорхомами (вторичная люминесценция). При этом наблюдается цветная контрастная картина свечения, позволяющая выявить морфологич. и хим. особенности объектов (рис. 1, ж). В люминесцентной М. обычно используется флуоресценция, имеющая короткое время затухания. Схема люминесцентного микроскопа отличается от схемы обычного микроскопа наличием двух светофильтров: в осветит. системе и после объектива. Первый выделяет возбуждающее излучение, а второй пропускает только свет флуоресценции.

Ультрафиолетовая и инфракрасная М. позволяют проводить исследования за пределами видимой области спектра. Для визуализации изображения используются электронно-оптич. преобразователи, телевизионные системы, фотогр. устройства и др. УФ-М. (250—400 нм) применяется гл. обр. при исследовании неокрашенных биол. клеток и тканей, к-рые обладают избират. поглощением в УФ-области (рис. 1, ж). ИК-М. (0,75—1,2 мкм) позволяет изучать внутр. структуру объектов, непрозрачных в видимом свете: нек-рых видов стёкол, кристаллов, минералов.

Стереоскопическая М. позволяет видеть предмет объёмным за счёт рассматривания его каждым глазом под разными углами. В стереомикроскопах по схеме Грену (рис. 9) для этой цели служат две самостоят. оптич. системы, образующие между собой угол 15°, что соответствует расстоянию конвергенции 250 мм. В однообъективных стереомикроскопах разные углы зрения для глаз образуются за счёт использования периферич. зон выходного зрачка. В приборах этого типа с помощью дополнит. оптич. системы возможно получение ступенчатого или

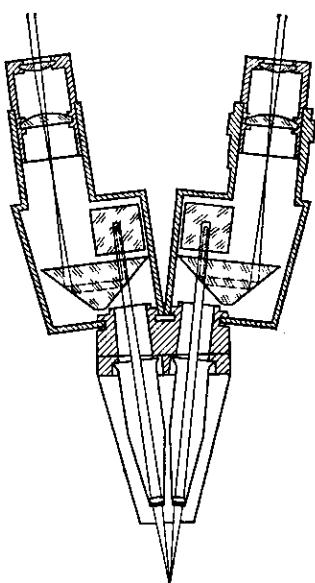


Рис. 9. Принципиальная схема стереомикроскопа по схеме Грену.

плавного изменения увеличения без замены объектива и окуляров. Типичный диапазон увеличений в стереомикроскопах от 4 до 100 крат при рабочем расстоянии ок. 100 мм.

Контактная М. предназначена для приживленного исследования органов на клеточном уровне. Для этой цели разработаны спец. объективы с кулем рабочим расстоянием. Они приводятся в контакт с исследуемой тканью, устраняют её микрорельеф и останавливают естеств. пульсации. Наблюдение проводится в свете флуоресценции или тёмном поле при освещении препарата через объектив.

Телевизионная М. позволяет наблюдать микрообъекты на телеэкране. Микроскопы этого типа могут быть построены на основе схемы с передающей трубкой либо схемы с бегущим лучом. В телевизионных микроскопах с передающей трубкой (рис. 10, а) препарат 3 освещается источником света 1 через конденсор 2. Микрообъектив 4 и окуляр 5 создают действит. изображение препарата на фотослое передающей трубы 6, откуда изображение в виде электрич. сигналов передаётся через

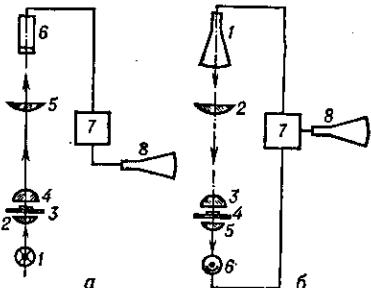


Рис. 10. Блок-схема телевизионного микроскопа: а — с передающей трубкой; б — с бегущим лучом.

электронную систему 7 на кинескоп 8, где преобразуется в видимое изображение. Если препарат освещать последовательно светом трёх длин волн или изображение одновременно проецировать на три передающие трубы через блок цветоделения, то, передав сигналы с трубок на трёхцветный кинескоп, можно получить на экране цветное изображение микрообъекта. В телевизионном микроскопе с бегущим лучом (рис. 10, б) используется оптич. сканирование препарата движущимся лучом света. В этом случае микроскоп, состоящий из объектива 3 и окуляра 2, работает в обратном ходе лучей и проецирует на препарат 4 сильно уменьшенное изображение растра катодолучевой трубы 1, служащей источником света (источником света может быть и лазер с быстродействующим сканирующим устройством). Приёмником света является фотоумножитель 6, установленный под конденсором 5. При такой схеме точки препарата освещаются последовательно по мере движения луча, а интенсивность прошедшего света пропорциональна пропусканию той точки препарата, где находится бегущий луч. Выходной сигнал с фотоумножителя, пропорциональный интенсивности прошедшего света, пройдя через электронную систему 7, управляет током электронного луча кинескопа 8. В результате на экране кинескопа воспроизводится изображение препарата. Схемы с бегущим лучом дают возможность наблюдать в течение дл. времени живые клетки в УФ-лучах, поскольку на облучение каждой точки препарата затрачивается малая доля времени всего кадра.

Телевизионные микроскопы позволяют чисто электронным путём менять масштаб, контраст и яркость изображения. Достоинством телевизионной М. является возможность дистанционно наблюдать объекты (напр., радиоактивные).

Конфокальная М. реализует растровый способ построения изображения (см. Растровые оптические системы). При этом каждая точка объекта последовательно освещается малым (дифракционно ограниченным) источником излучения, а сигнал от неё детектируется с помощью точечного приёмника излучения. Это позволяет увеличить разрешающую способность в 1,4 раза и