

варианта 2, а скорость воздушного потока на 0,3–1,1 м/с выше, чем у других вариантов. Еще одним важным преимуществом варианта 4 является увеличенная на 12 % (60 мм) световая область светильника, что достигается за счет уменьшения пространства необходимого для вентиляторов.

Литература

1. Светодиодные устройства для предотвращения распространения инфекционных заболеваний, передающихся воздушно-капельным путем / Н. А. Захарова [и др.] // Минск – Шанхай – Чанчунь: стратегия прорывного сотрудничества: Сб. матер. научно-практ. конф., Минск, 21 апр. 2022 г. – Минск: БНТУ, 2022. – С. 126–130.

УДК 681.7.023.72

ДВУСТОРОННЯЯ ОБРАБОТКА ЛИНЗ ПРИ НАПРАВЛЕНИИ УСИЛИЯ ПРИЖИМА ИНСТРУМЕНТОВ ПО НОРМАЛИ И ПРИНУДИТЕЛЬНОМ ИХ ВРАЩЕНИИ

Студент гр. 11311219 Дмитров М. А., аспирант Луис Мальпика Джейсонт
Д-р техн. наук, профессор Козерук А. С., кандидат техн. наук, доцент Кузнечик В. О.
Белорусский национальный технический университет, Минск, Беларусь

По классической технологии обработки линз в условиях свободного притирания инструмент вращается за счет сил трения в зоне его контакта с деталью. И поскольку эти силы зависят, прежде всего, от непрерывно изменяющейся площади контакта притирающихся поверхностей, то скорость вращения инструмента непостоянна, что является одним из источников локальных погрешностей на рабочей поверхности оптических деталей. Отрицательно влияет на точность обработки линз также переменное направление рабочего усилия по отношению к их нормали.

Для решения отмеченных проблем предложено техническое решение, отличительной особенностью которого по сравнению с классическим технологическим оборудованием аналогичного назначения является то, что при его реализации рабочее усилие направлено по нормали к обрабатываемой поверхности и в нем реализуется принудительное вращение инструментов.

В результате расширяются технологические возможности по управлению процессом формообразования сферических поверхностей за счет стабилизации скорости вращения инструмента, а также ускоряется процесс формообразования оптических деталей и уменьшаются локальные погрешности на их исполнительных поверхностях, что следует из экспериментальных результатов, представленных на рис. 1.

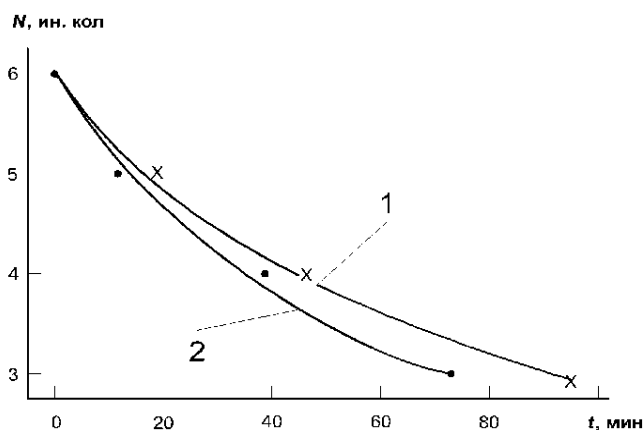


Рис. 1. Зависимость количества интерференционных колец Ньютона от времени полирования по схеме с направлением рабочего усилия по вертикали (кривая 1) и с направлением его по нормали (кривая 2) к обрабатываемой поверхности

Полученные результаты можно объяснить следующим образом. Как следует из анализа схемы действия рабочего усилия P при его направлении по нормали и по вертикали, в первом случае усилие P полностью передается на абразивное зерно для выполнения им съема стекла, в то время как во втором случае происходит потеря некоторой части усилия P в виде составляющей P_{Γ} , что и приводит к снижению интенсивности обработки. Это снижение обусловлено также и тем, что

горизонтальная составляющая P_r создает вращательный момент $P_r \cdot l$, где l – размер зерна, который выводит зерно с активного состояния.

Повышение точности обработки линз с принудительным вращением инструмента объясняется более равномерным распределением скорости скольжения в зоне его контакта с линзой.

УДК 681.7

ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННЫЕ ПРИБОРЫ В МЕДИЦИНЕ

Студент гр. 121191 Еремеева А. В.

Ассистент Каликанов А. В.

Тульский государственный университет, Тула, Россия

Благодаря последним достижениям не только в оптике, но и в электронике, в медицине свое применения находят разнообразные оптико-электронные приборы (ОЭП), которые применяются как в лечебных целях, так и в диагностических. Одним из наиболее важных узлов ОЭП являются оптические системы, которые в зависимости от решаемой задачи содержат как *передающую*, так и *приемную* оптические системы. Данные системы обеспечивают:

- требования энергетических соотношений, заданного уровня сигнала, заданного отношения сигнал/шум, формирование рациональной структуры пучка лучей, спектральный состав потока, приходящего на фотодетектор;

- получение изображения наблюдаемых объектов или ролей требуемого качества, то есть обеспечение достаточного пространственного, спектрального, временного и энергетического разрешения.

Оптические системы ОЭП, используемых в современной медицине, создаются на базе линзовых, зеркальных и зеркально-линзовых оптических систем (иногда называемых диоптрическими, катоптрическими и катодиоптрическими) [1]. В медицинских ОЭП наиболее часто используется линзовая система, состоящая из объектива и конденсора, или более простая, содержащая только линзовый объектив (например, **медицинский эндоскоп**). Поэтому актуальна задача расчета и проектирования линзовой системы для ОЭП (рис. 1).

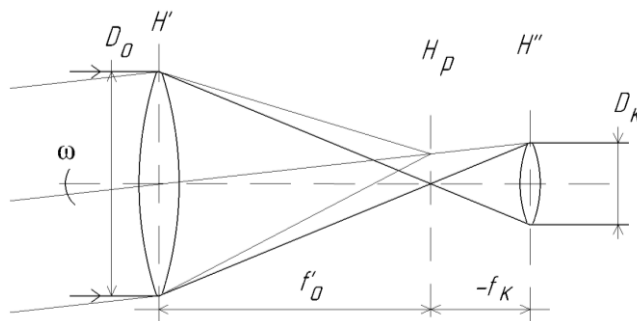


Рис. 1. Линзовая система (H' , H'' – главные плоскости; H_p – плоскость главного фокуса; D_o , D_k – диаметры объектива и конденсора соответственно; f'_o – расстояние от задней поверхности объектива до главного фокуса; f_k – расстояние от главного фокуса до передней поверхности конденсора; ω – угол между лучом и главной оптической осью системы в пространстве предметов)

В данной работе показана основная методика проектирования и расчета линзовой системы, применяемой в медицинских ОЭП. В ходе выполнения данной работы было показано, что линзовые системы в ОЭП предпочтительней использовать в ближнем ИК-диапазоне на длинах волн до 3 мкм, что связано с наличием больших хроматических aberrаций и ограниченным выбором материала с разнообразными показателями преломления для компенсаций этих aberrаций.

Литература

1. Ларюшин, А. И. Оптико-электронные приборы и биодозиметрический контроль в медицине / А. И. Ларюшин, Р. Н. Хизбуллин. – Казань: КГЭУ. – 2018. – С. 8–10.