

12. Lohmann A. W. Suggestions for Hybrid Image Processing.— Opt. Comm., 1977, vol. 22, p. 165.
13. Götz J., Jahns J. An Opto-Electrical Nonlinear Component.— Accepted for Publication in Opt. Comm., 1982.
14. Götz J., Thum C. Texture Discrimination by Local Statistical Properties in Real-Time.— Annual Report, 1981.
15. Häusler G., Simon M. Generation of Space and Time Picture Oscillations by Active Incoherent Feedback.— Optica Acta, 1978, vol. 25, p. 327.
16. Gerbig V. Our Digital Television Picture Processing System (DTVPPS) for Support of Optical Information Processing Methods.— Annual Report, 1980, p. 9.
17. Häusler G., Mitzinneck A. Some Errors of TV-Optical Image Processing Systems and their Correction.— Annual Report, 1981.
18. Ferrano G., Maitre H. A Video Loop used as a Picture Memory.— Optica Acta, 1981, vol. 28, p. 553.

Поступила в редакцию 8 августа 1982 г.

УДК 621.378.3

А. ФЕРХЕР

(Эссен, ФРГ)

ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРНЫХ СПЕКЛ-МЕТОДОВ В ОФТАЛЬМОЛОГИИ

Введение. Исследованы две возможности применения лазерных спекл-методов в офтальмологии. В настоящее время работа находится в той стадии, когда видны перспективы и ограничения обоих методов. Для выделения из изображений сосудов глазного дна с равными скоростями тока крови использовались чистые спекл-методы [1]. Вначале делалась попытка применять эти же методы для измерения растяжений глазного яблока (дilatаций), вызванных периодическим колебанием кровяного давления. Для этого входной зрачок глаза освещался лазерным пучком. По нашим предположениям, свет, диффузно рассеянный сетчаткой, должен был интерферировать со светом, отраженным от роговицы. Таким образом надеялись осуществить измерения dilatаций глазного яблока, т. е. зафиксировать изменение расстояния от роговицы до сетчатки. Фактически, как показали эксперименты, от роговицы отражается сферическая волна, а от сетчатки — плоская, так что измерения dilatации можно выполнять классическими интерференционными методами [2]. В предлагаемой работе представлены оба метода. Все измерения проведены непосредственно на человеческом глазе.

Измерения dilatаций глаза. Рассмотрим три граничных случая отражения света от глаза, когда последний освещен ослабленным лазерным пучком. Глаз освещался гелий-неоновым лазером мощностью 20 мкВт (см. рис. 2, 3 и 4). Диаметр пучка на уровне $1/e^2$ составлял 1,3 мм. Ход

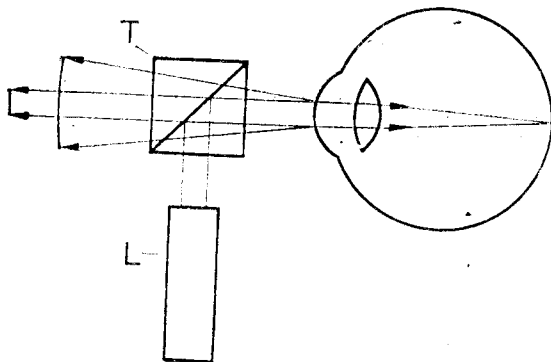


Рис. 1. Ход лучей для освещения глаза и наблюдения глазного дна при помощи лазера:
L — лазер, T — светоделительный кубик.

лучей показан на рис. 1. Лазер L освещает входной зрачок глаза через светоделительный кубик T. Глаз аккомодирован на бесконечность и видит резкую яркую точку, т. е. сфокусированный лазерный пучок. В свете, отраженном от глаза, можно отметить три стадии. Распределение яркости на выходном зрачке глаза, представленное на рис. 2, характерно для первой стадии. Четко видны края зрачка, ограниченные присовой диафрагмой.



Рис. 2. Распределение яркости в выходном зрачке глаза.

Внутри поля имеется почти равномерное распределение. Часто здесь присутствуют слабые спеклы. Яркий маленький блик приблизительно в середине поля вызван отражением от роговицы. При изменении фокусировки камеры от роговицы до бесконечности блик от роговицы становится существенно больше, в то время как пучок, отраженный от ретины, будет меньше, причем при фокусировке камеры на бесконечность он становится маленькой яркой точкой (рис. 3). Поскольку глаз также сфокусирован на бесконечность, камера воспроизводит лазерный пучок, сфокусированный на ретину, как яркую маленькую точку приблизительно в середине изображения. Блик, отраженный от роговицы, дает яркое окружающее поле, которое ограничено круглой диафрагмой, установленной по ходу пучка. Если глаз аккомодирован на диафрагму, находящуюся на расстоянии 80 мм от выходного зрачка, тогда оба отраженных блика переналагаются и образуют интерференционную картину, которая меняется во времени (рис. 4).

Сферическая волна, отраженная от роговицы, интерферирует с волной, идущей от ретины. Интерференционная картина аналогична кольцам Ньютона, которые выплывают из центра и возвращаются обратно в такт с сердечным пульсом. Следовательно, измерения дилатаций глаза можно производить путем фотоэлектрического счета полос за один период сердечного ритма. Последнее, однако, невозможно из-за саккадических движений глаза. Эти колебательные движения глаза осуществляются очень быстро, причем их длительность не зависит от их величины, и они происходят также в тех случаях, когда глаз наблюдает объект, т. е. при фиксации лазерного пучка. Для того чтобы изучить действие этих

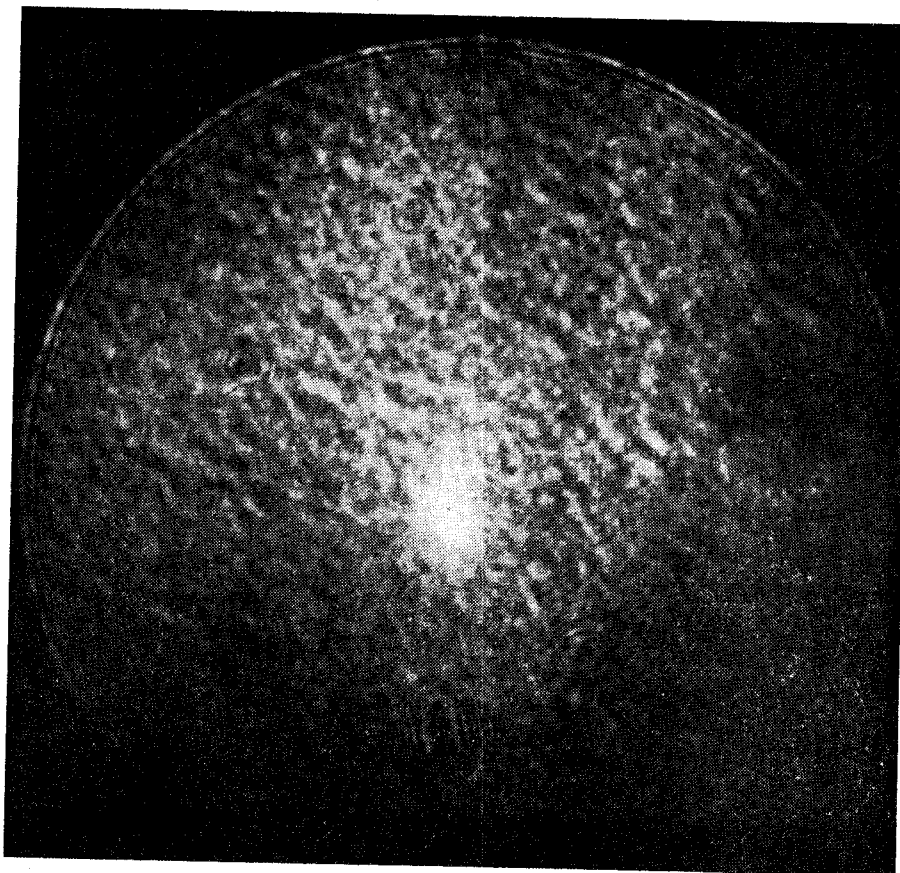


Рис. 3. Распределение яркости на сетчатке.

движений на интерферограмму, применялась схема эксперимента, показанная на рис. 5. Здесь часть интерференционной картины ограничивают щелью, расположенной вдоль диаметра пятна. Изображение щели затем переносится в плоскость пленки, которая движется в направлении, перпендикулярном к направлению щели. Этим способом можно зафиксировать все временные изменения интерференционной картины. На интерферограмме рис. 6 видны быстрые дилатации глаза, вызванные сокращением сердечной мышцы. По нашим первым измерениям они составляют величину порядка 3 мкм. В диастолической фазе можно видеть саккадические движения глаза. Как видно из рис. 6, изменение расстояния от роговицы до сетчатки определяют во время систолической фазы (т. е. в момент расслабления сердечной мышцы). При этом речь идет не о чистом растяжении глазного яблока; зачастую доминируют растяжения, вызванные изменением давления крови в кровеносных сосудах.

Разрывы полос на рис. 6 вызваны саккадическими движениями глаза. В этот момент имеет место случайный сдвиг полос, и информация о растяжении глазного яблока теряется. Продолжительность движений не превышает 50 мс. Поэтому этими частями интерферограммы можно пренебречь при определении дилатаций.

Для проверки воспроизводимости метода величина деформаций глаза контролировалась у трех пациентов в период, охватывающий около 10 ударов (~8 с), и определялась средняя величина деформации, которая оказалась равной 2,3; 2,1 и 3,3 мкм соответственно. Значения дилатаций определены со среднеквадратической погрешностью 0,1 мкм. Первые результаты показывают, что дилатации кровеносных сосудов можно измерять интерферометрически. Фиксируются также и саккадические движе-

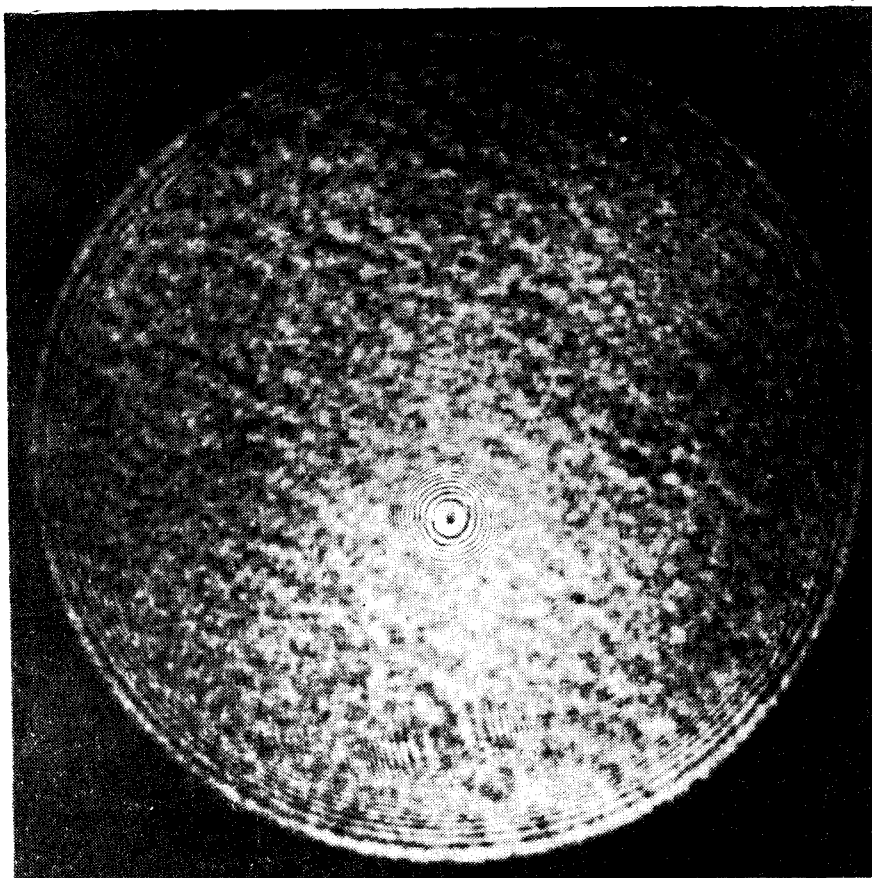


Рис. 4. Интерферограмма бликов сетчатки и роговицы.

ния глаза. Остается только исследовать, какое значение будут иметь эти эксперименты для диагностики патологии движений глаза.

Визуализация тока крови в кровеносных сосудах. При помощи спекл-фотографии удалось визуализировать ток крови в кровеносных сосудах глазного дна. Для этого глазное дно освещается гелий-неоновым лазером и отраженный свет направляют в фотокамеру. Для правильной фокусировки камеры глаз фиксирует освещенную марку. Первый результат показан на рис. 7. На нем видно плохо разрешаемое изображение глазного дна. В этом случае необходимая информация скрыта в структуре переполненных лазерных спеклов. В тех местах, где во время экспозиции

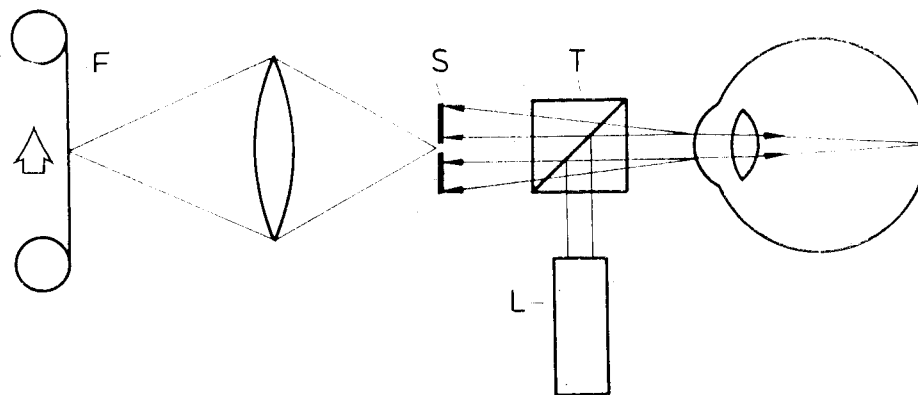


Рис. 5. Ход лучей для получения интерферограммы:
L — лазер, T — кубик, S — щель, F — пленка.

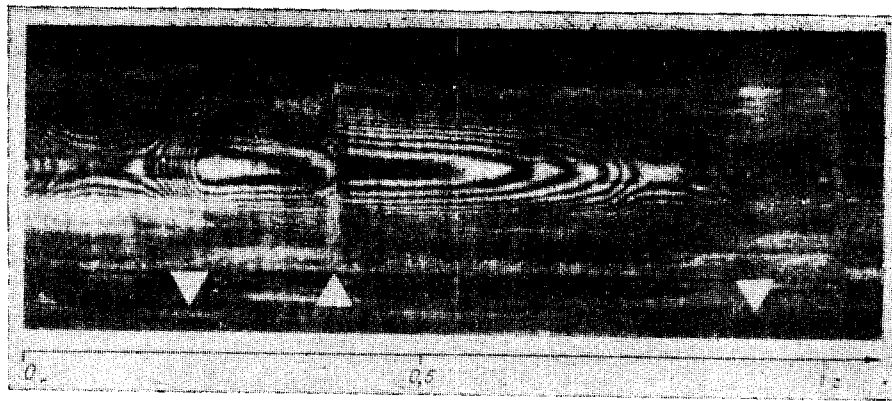


Рис. 6. Временной ход дилатаций:
 ▽ — сердечный ритм, △ — прерывистые движения.

структуры, рассеивающие свет, оставались неподвижными, получают контрастные лазерные спеклы. Если во время съемки происходило пространственное смещение центров рассеяния (кровеносные сосуды), лазерные спеклы смазывались и контраст снимка был занижен. Для того чтобы сделать видимой эту разность контрастов, осуществляют когерентную пространственную фильтрацию, при этом удается выделить области со смазанными спеклами. Результат показан на рис. 8. Кровеносные сосуды видны здесь как темные линии. Причем различие в контрасте на снимке не есть различие в поглощении. Выделяются по контрасту также структуры, имеющие разные скорости движения.

На рис. 8 приведено различие между движущимися и неподвижными структурами. Для визуализации различных скоростей движения экспозицию следует сделать равной времени корреляции. В этом случае оценка показывает, что по разности контрастов можно выделить почти два порядка различий в скорости [1].



Рис. 7. Глазное дно в когерентном свете.
 Время освещения 1/60 с, мощность лазера 30 мкВт.

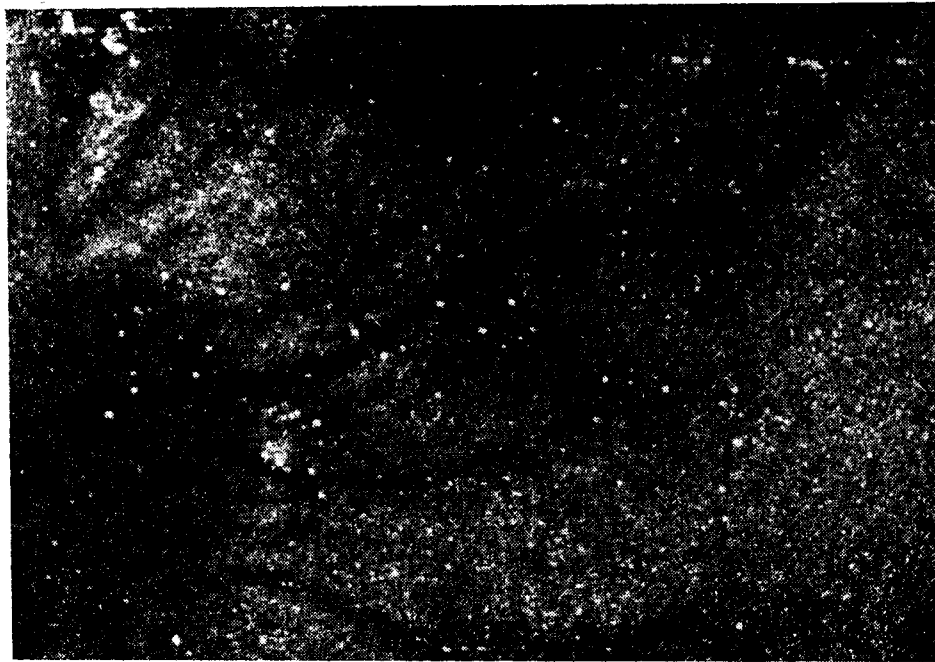


Рис. 8. Глазное дно (рис. 7) после высокочастотной фильтрации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Fercher A. F., Briers J. D. Flow Visualization by Means of Single-Exposure Speckle Photography.— Opt. Comm., 1981, vol. 37, p. 326.
2. Fercher A. F., Briers J. D. Application of Laser Speckle Methods to Retinal Blood Flow Measurement.— In: Laser 81 Opto-Electronics: (Conf. Proc.). München, 1981, vol. 11.

Поступила в редакцию 8 августа 1982 г.

УДК 535.241.13 : 681.332

Ф. ЛАЭРИ, Т. ТШУДИ
(Дармштадт, ФРГ)

КОГЕРЕНТНАЯ ОПТИЧЕСКАЯ ОБРАТНАЯ СВЯЗЬ

1. Введение. В области оптической аналоговой обработки информации широко исследованы когерентные и некогерентные схемы. В прошлом когерентные оптические методы обработки успешно использовались при распознавании изображений в реальном времени и для контроля большого числа деталей, производимых станками-автоматами на сборочных линиях [1]. Формально такие когерентные оптические процессоры можно представить как двумерные линейные фильтры [2]. Желательно расширить возможности этих процессоров введением нелинейных двумерных передаточных функций. Одно из возможных направлений реализации нелинейной характеристики передаточных функций лежит в создании двумерной оптической обратной связи. При аналоговой обработке информации применяются как когерентные [3], так и некогерентные [4] оптические методы обратной связи. Это сообщение — шаг по направлению к реализации оптических двумерных аналогов операционных усили-