

Е.Е. Майоров, В.Т. Прокопенко

## КОГЕРЕНТНО-ОГРАНИЧЕННАЯ ИНТЕРФЕРОМЕТРИЧЕСКАЯ СИСТЕМА В ИССЛЕДОВАНИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

### Аннотация

Исследована возможность использования когерентно-ограниченной оптической системы для контроля биологических объектов. Проведены измерения микрорельефа кожного покрова человека *in vivo*. Показана возможность применения когерентно-ограниченной оптической системы в качестве оптического томографа. Получен результат измерения проникновения крема на глубину подповерхностного слоя кожного покрова предплечья.

В последние 5-7 лет в оптическом приборостроении интенсивно развиваются интерферометрические системы, в которых используются источники излучения с ограниченной длиной временной когерентности. Это направление относительно новое и имеет ряд преимуществ по сравнению с аналогичными. Приборы и системы указанного типа имеют высокую точность, большой диапазон измерений, расстояние до контролируемой поверхности не зависит от апертурных углов освещения и наблюдения, кроме того, они малогабаритны и удовлетворяют требованиям производственного контроля [1]. Однако, несмотря на определенные успехи в практическом использовании систем с когерентно-ограниченным излучением, теоретичес-

кий анализ их функционирования явно недостаточен. Остаются нерешенными многие вопросы построения и эксплуатационных возможностей указанных систем.

### Измерение микрорельефа поверхности кожи

Для проведения экспериментальных исследований была разработана установка [1], схема которой представлена на *рис. 1*. Схема построена на основе сканирующего интерферометра Майкельсона, в который вместо одного из зеркал помещен исследуемый объект. В качестве источника излучения используется суперлюминесцентный диод 1 с длиной волны  $\lambda = 0,83$  мкм, длиной когерентности

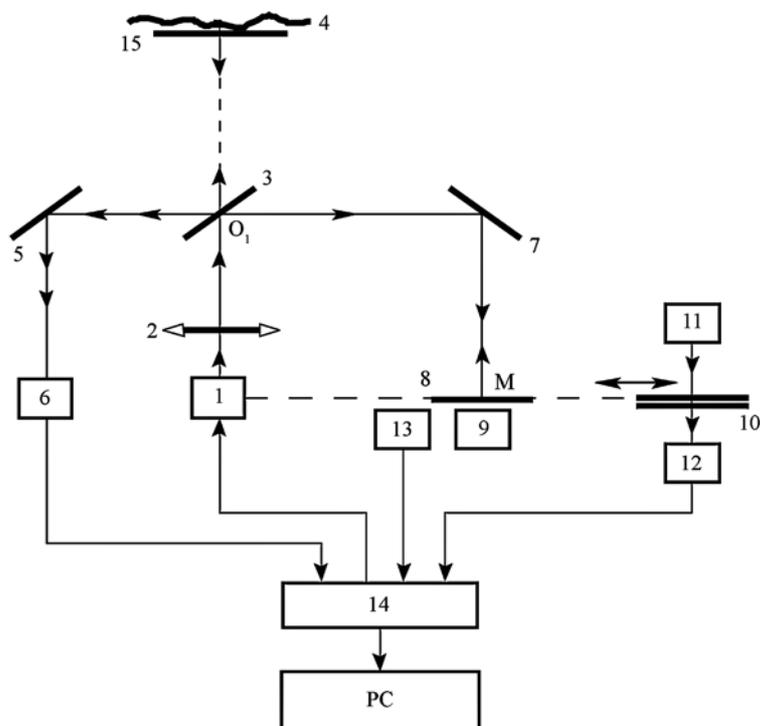


Рис. 1. Система контроля микрорельефа поверхности кожного покрова: 1, 11 – суперлюминесцентные диоды; 2 – микрообъектив; 3 – светоделитель; 4 – объект; 5, 7, 8 – зеркала; 6, 12 – фотоприемники; 9 – модулятор; 10 – дифракционные решетки; 13 – датчик скорости; 14 – блок электронной обработки сигналов; 15 – плоскопараллельная пластина; PC – компьютер

$l_c = 30$  мкм, мощностью излучения 3 мВт. Микрообъектив 2 ( $10\times$ ;  $f = 15,5$  мм;  $A = 0,3$ ) фокусирует излучение источника на контролируруемую поверхность объекта 4 и на опорную поверхность (зеркало 9). На *рис. 2* представлены результаты исследования микрорельефа кожного покрова человека *in vivo*. Измерения проводились на установке, схема которой представлена на *рис. 1* [1]. Кроме того, между исследуемой поверхностью и оптической системой помещена плоскопараллельная пластина.

При динамических исследованиях, к которым относятся измерения *in vivo*, необходимо обеспечить независимость результатов измерений от возможных смещений контролируемой поверхности за время сканирования. Проще всего это осуществить, если в качестве базовой плоскости отсчета использовать поверхность плоскопараллельной пластины, которая жестко прикреплена к контролируемой поверхности. В этом случае измеряемой величиной является зазор между двумя указанными поверхностями.

В эксперименте площадь анализируемого участка поверхности кожи была равна 2 x 6 мм. Измерения производились поточечно с частотой 46 Гц. Для обеспечения съема информации с такого участка было изготовлено специальное устройство механического сканирования измерительной системы: линейно – по одной координате, по синусоидальному закону – по другой. Для графической визуализации результатов измерений был использован пакет программ Golden Soft Wear.

Измерения микрорельефа кожного покрова, проведенные через определенные промежутки вре-

мени, позволяют анализировать процесс старения кожи, а также исследовать влияние различных косметологических процедур на состояние поверхности кожного покрова.

### Томография подповерхностного слоя кожи

В работе показана также возможность применения когерентно-ограниченной оптической системы в качестве оптического томографа. Объектом исследования являлся кожный покров человека.

Анализируемый участок поверхности (область предплечья, где роговой слой кожи наиболее тонкий) зондировался по нормали. Оптическая система функционировала в режиме сканирования. В этом случае модуляция разности хода интерферирующих лучей позволяет получить распределение амплитуды отраженного сигнала по глубине подповерхностного слоя кожи. Амплитуда интерференционного сигнала пропорциональна коэффициенту отражения нерассеянной компоненты от оптической неоднородности, положение которой определяется равенством длин плеч интерферометра. Так, на *рис. 3* показано распределение амплитуды отраженного сигнала при наличии в подповерхностном слое кожи инородного тела (занозы).

Указанная функциональная возможность оптической системы может быть использована для изучения изменения оптических свойств кожи в динамике, под воздействием различных факторов. В ходе эксперимента проводились исследования воздействия увлажняющего крема на кожный покров

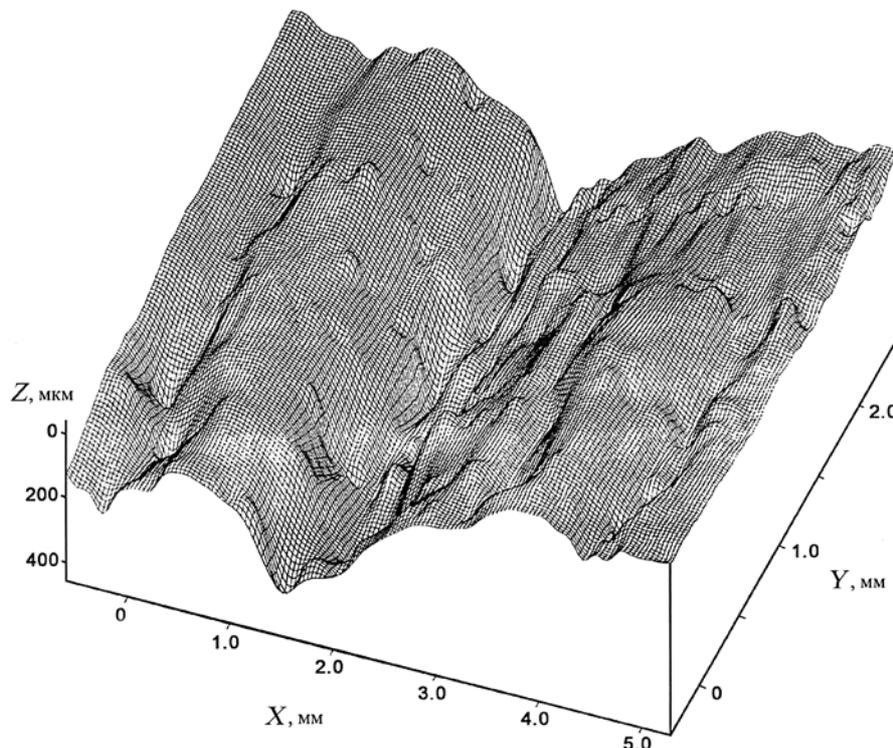


Рис. 2. Экспериментальное исследование рельефа поверхности кожного покрова *in vivo*

[2]-[5]. Результаты измерений представлены на рис. 4. Крем наносили на поверхность предплечья. Измерения проводились через 1,5; 2,5 и 11,5 ч после нанесения крема. Представленные кривые были получены в результате усреднения измерений в 4000 точках поверхности участка кожи диаметром ~ 7...8 мм.

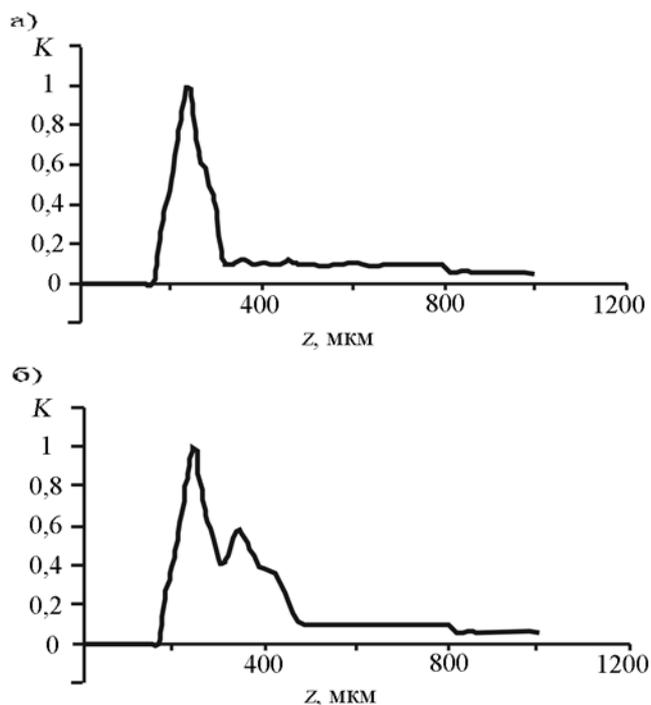


Рис. 3. Распределение коэффициента отражения  $K$  по глубине кожного покрова в отсутствие (а) и при наличии (б) инородного тела (занозы) в подповерхностном слое кожи

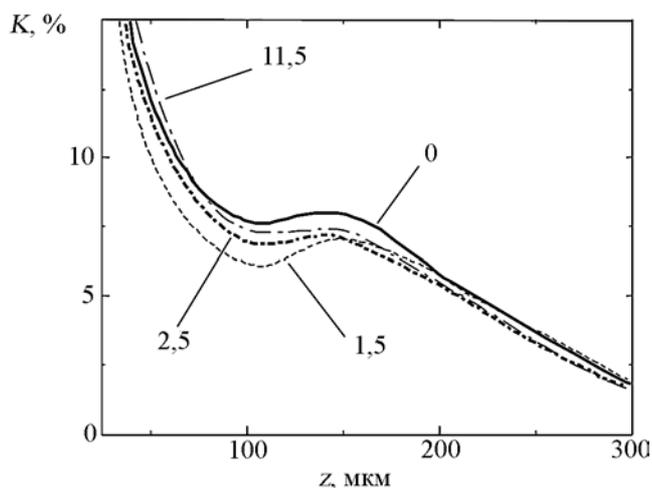


Рис. 4. Исследование динамики воздействия увлажняющего крема на кожу предплечья. Томограммы сняты через 1,5; 2,5; 11,5 ч после нанесения крема

Из графиков можно получить информацию о скорости проникновения крема и о времени релаксации. Так, крем проникает на глубину 150 мкм

через 1,5 ч. Через 11,5 ч после нанесения крема кожа возвращается к исходному состоянию. Измерения подобного вида позволяют существенно расширить возможности косметологических исследований.

## Заключение

В работе исследована возможность использования когерентно-ограниченной оптической системы для контроля биологических объектов. Проведены измерения микрорельефа кожного покрова человека *in vivo*. Показана возможность применения когерентно-ограниченной оптической системы в качестве оптического томографа. Исследован участок подповерхностного слоя кожного покрова предплечья после нанесения на него увлажняющего крема. Полученные томограммы позволяют контролировать динамику реакции кожной ткани на действие крема.

### Список литературы:

1. *Большаков О.П., Котов И.Р., Хопов В.В.* Система для измерения рельефа поверхности и упругости кожи // *Мед. техника.* 1997. № 5. С. 35-38.
2. *Майоров Е.Е., Нагибина И.М., Хопов В.В.* Использование излучения с малой временной когерентностью для исследования биологических объектов / *Труды молодых ученых и специалистов.* Вып. 1, ч. 1. – СПб.: ГИТМО (ТУ), 2000. С.41-42.
3. *Большаков О.П., Котов И.Р., Майоров Е.Е., Нагибина И.М., Хопов В.В.* Использование излучения с малой временной когерентностью для томографии биотканей / *Международная конференция «Оптика-99».* Тезисы докладов. 1999. С. 22.
4. *Большаков О.П., Котов И.Р., Хопов В.В., Майоров Е.Е.* Когерентно-оптическая томография биотканей. *Фундаментальные исследования в технических университетах / Материалы III Всероссийской НТ конференции.* 1999. С. 151-152.
5. *Большаков О.П., Котов И.Р., Майоров Е.Е., Хопов В.В.* Исследование оптического щупа с частично когерентным источником излучения // *Научное приборостроение.* 2003. Т. 13. № 2. С.47-51.

*Евгений Евгеньевич Майоров,*  
канд. техн. наук, доцент,  
*Северо-Западный государственный*  
*медицинский университет им. И.И. Мечникова,*  
*Виктор Трофимович Прокопенко,*  
д-р техн. наук, профессор,  
*Санкт-Петербургский национальный*  
*исследовательский университет*  
*информационных технологий,*  
*механики и оптики,*  
г. С.-Петербург,  
e-mail: majorov\_ee@mail.ru