

Рис. 1.31. Визуализация температурного поля кожи крысы *in vivo* при лазерном нагреве, усиленном путем внедрения поглощающих наночастиц (кварц/золото, 140/20 нм), и морфологические изменения биотканей: *а* — гистология интактной кожи крысы, *б* — термограмма лазерного нагрева при подкожном введении частиц, *в* — гистология кожи крысы после 30 с лазерного воздействия, *г* — гистология интактной мышечной ткани крысы, *д* — термограмма лазерного нагрева при внутримышечном введении частиц, *е* — гистология мышечной ткани крысы после 30 с лазерного воздействия. Непрерывный диодный лазер (808 нм); все биопсии для гистологических исследований взяты через 24 часа после лазерного воздействия [283]

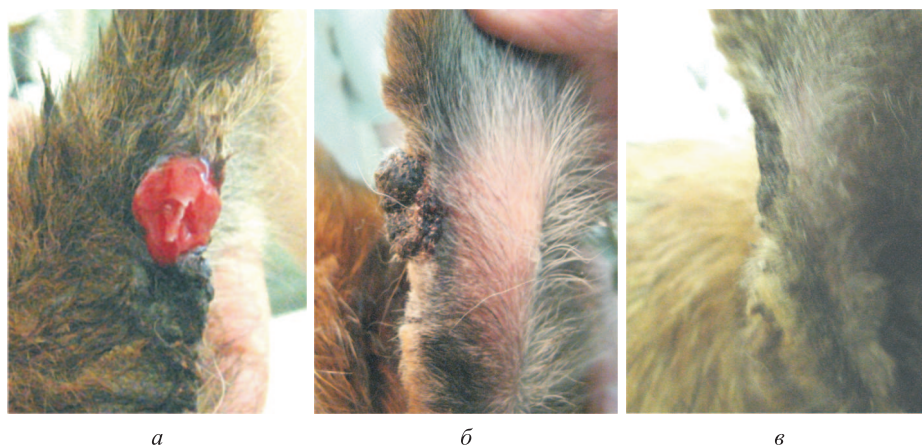


Рис. 1.32. Плоско-клеточный рак кожи собаки: *а* — опухоль до лечения, *б* — непосредственно сразу после лечения (воздействие излучения диодного лазера (808 нм, плотность мощности 2 Вт/см<sup>2</sup>, квазинепрерывный режим, два сеанса облучения по 10 мин) на опухоль, предварительно сенсibilizированную путем инъекции суспензии золотых нанооболочек — 140/20 нм), *в* — через 5 дней после лечения [284]

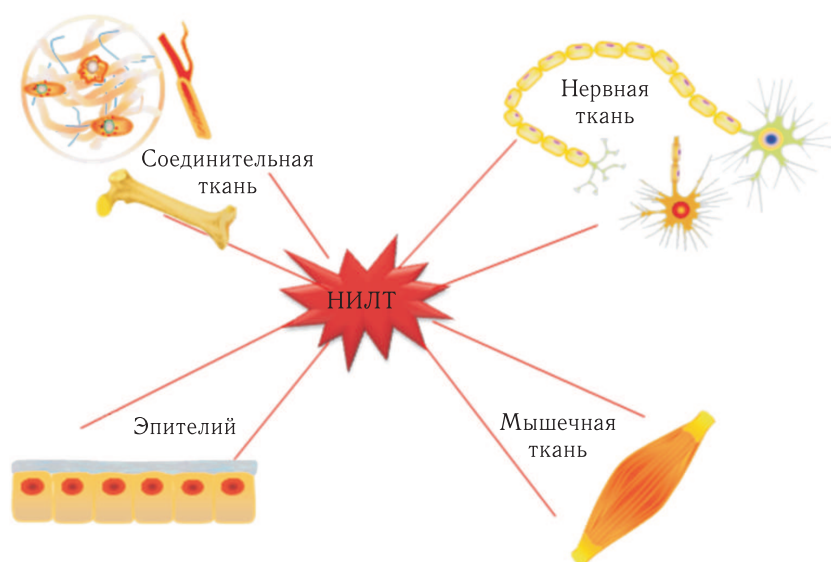


Рис. 1.36. Низкоинтенсивная лазерная терапия (НИЛТ) и биологические ткани [313]

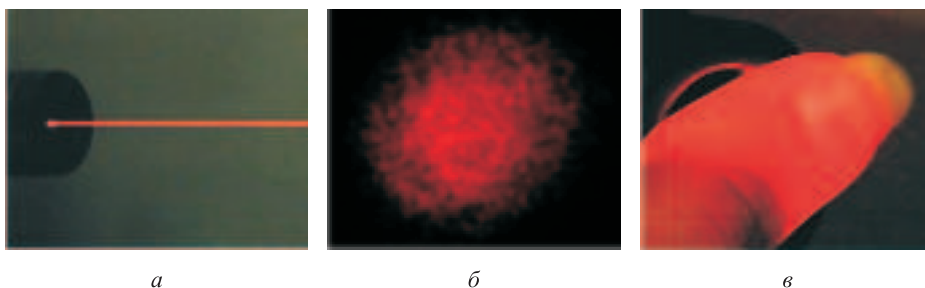


Рис. 2.27. Фотография лазерного пучка гелий-неонового лазера с длиной волны 632,8 нм; лазерный пучок распространяется с очень малой расходимостью и имеет диаметр порядка 1 мм (а). Фотография спекл-картины, формируемой при отражении от шероховатой (неоднородной) поверхности иллюстрирует когерентность лазерного излучения (б). При прохождении излучения этого же лазера через объемную биоткань (палец человека) из-за многократного рассеяния прошедший свет становится диффузным, размеры спеклов становятся сравнимыми с длиной волны света и неразличимы; иногда говорят, что свет потерял свою когерентность (в). Однако во многих экспериментах когерентные свойства света можно наблюдать и использовать даже при наличии многократного рассеяния. Например, при детектировании света с помощью одномодового волоконного световода можно выделить один или группу соседних спеклов, которые дают информацию о флуктуациях интенсивности, связанных с движением рассеивателей, что лежит в основе диффузионно-волновой спектроскопии. Эти фотографии сделаны Joel Mobley и частично представлены в работе [757]

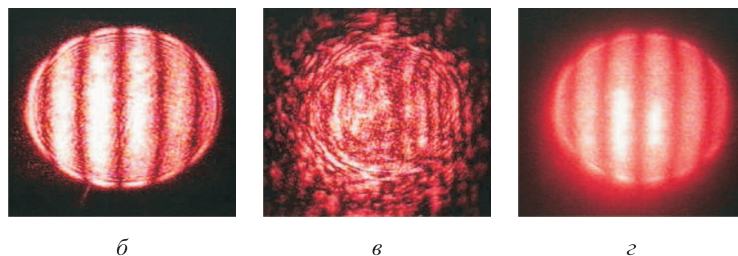
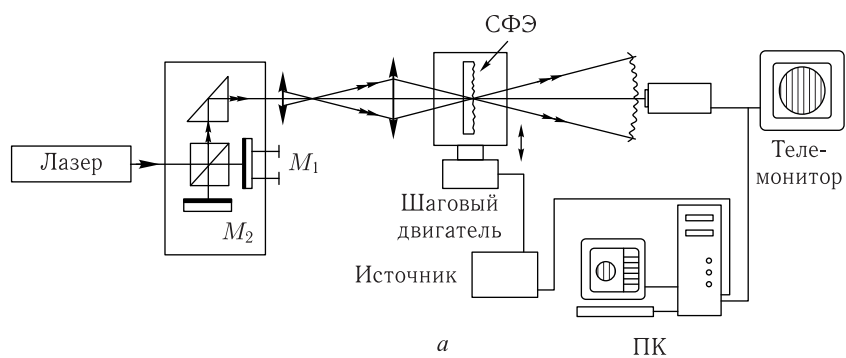


Рис. 2.29. Экспериментальная установка для изучения контраста интерференционных полос при рассеянии сфокусированного пространственно-модулированного лазерного пучка неоднородным фазовым объектом (СФЭ — случайный фазовый экран) (а) [761,762]. Интерферограммы: б — наблюдаемые без объекта, контраст равен единице; в — со стационарным объектом (хрусталик с ранней старческой катарактой), контраст равен нулю; г — с тем же, но движущимся, объектом, хорошо видны полосы средней интенсивности с контрастом  $\bar{V}_I \approx 0,25$  [763]

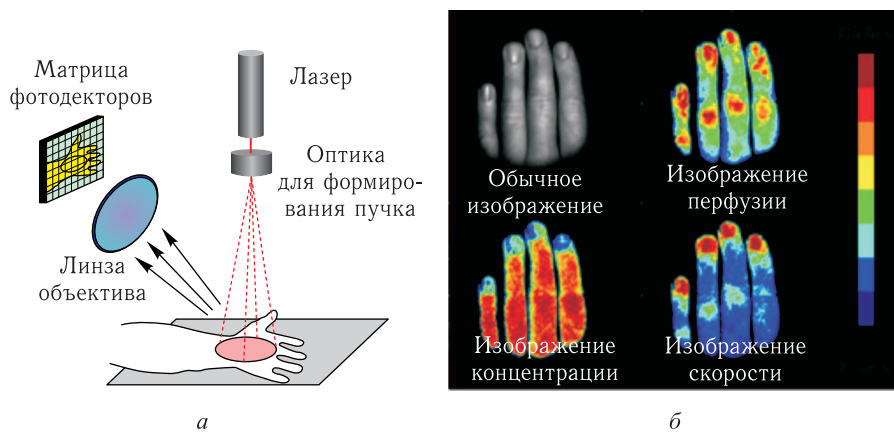


Рис. 2.31. Схема высокоскоростной полнопольной лазерной доплеровской системы визуализации на основе КМОП-камеры (матрица фотодиодов) (а); изображения параметров кровотока кожи пальцев человека, участок размером  $512 \times 512$  пикселей (б): обычное изображение объекта, изображение перфузии (наименьшая перфузия равна 200 о.е., наибольшая — 700 о.е.), изображение распределения концентрации крови (наименьшая концентрация равна 140 о.е., наибольшая — 310 о.е.), изображение скорости потока (наименьшая скорость потока равна 400 о.е., наибольшая — 1500 о.е.); отображаемая область  $11 \times 11$  см<sup>2</sup>. Полное время получения изображения 5 с; о.е. — относительные единицы; увеличение параметров кровотока отображается цветом от синего к красному [745]

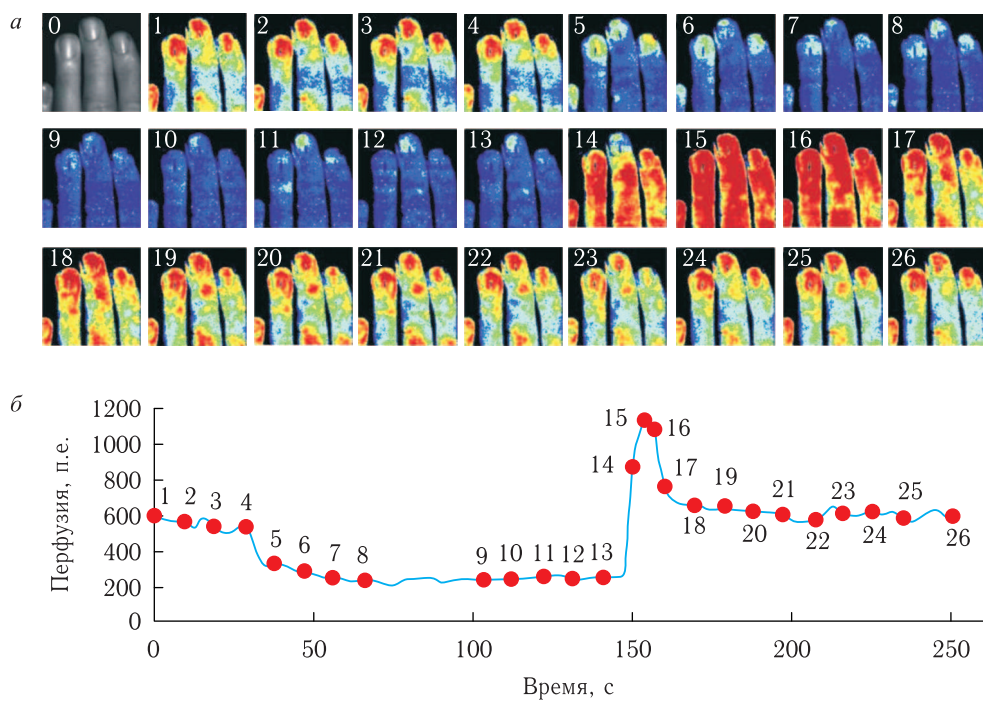


Рис. 2.32. Изображения (а) и соответствующий график (б) усредненной перфузии пальцев руки человека в реальном масштабе времени (участок размером  $256 \times 256$  пикселей;  $5,5 \times 5,5 \text{ см}^2$ ), полученные с помощью высокоскоростной полнопольной лазерной доплеровской системы визуализации на основе КМОП-камеры в эксперименте с окклюзией артерии [745]; 0: обычное изображение; 1–4: до окклюзии; 5–13: во время окклюзии; 14–17: снятие окклюзии, видна после-окклюзивная гиперемия; 18–26: восстановление исходного уровня перфузии. Время получения каждого изображения 1,2 с; увеличение параметров кровотока отображается цветом от синего к красному

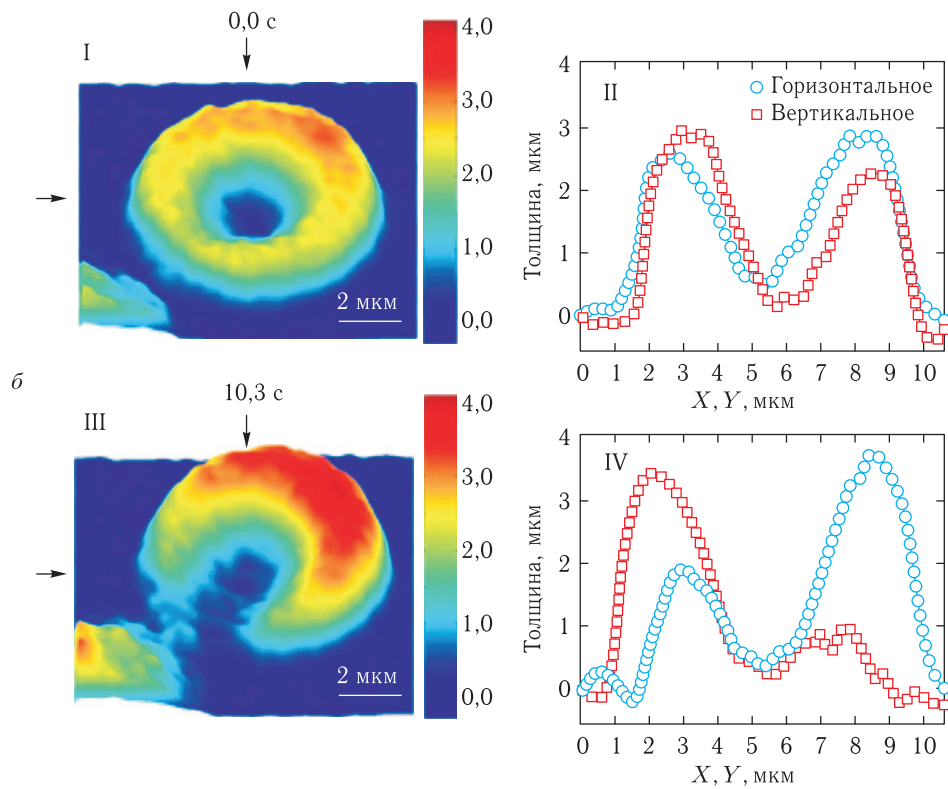
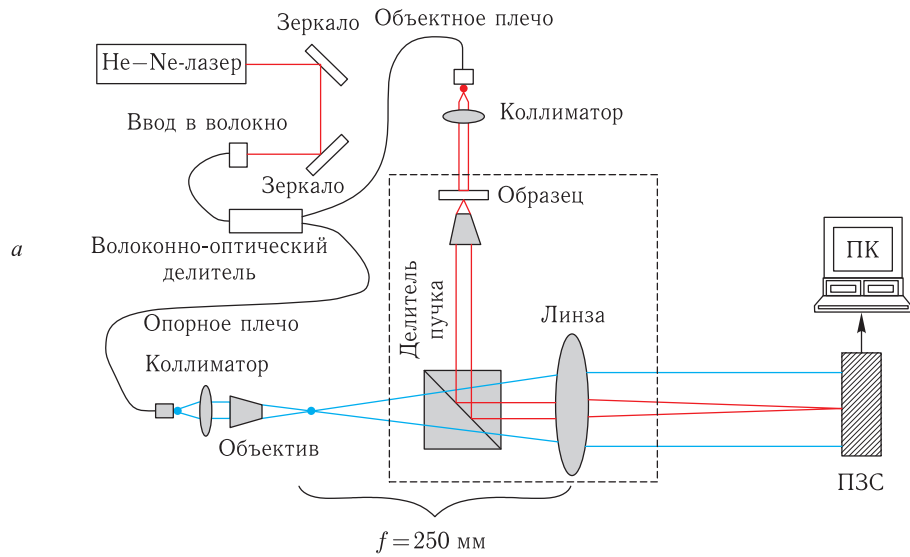


Рис. 2.46. Интерференционный фазовый микроскоп с преобразованием Гильберта на основе инвертированного микроскопа [884] (а); пример получения количественной информации о временных изменениях формы эритроцита в течение 10 с (б); профили (II) и (IV) измерены вдоль направлений, показанных стрелками на изображениях (I) и (III)

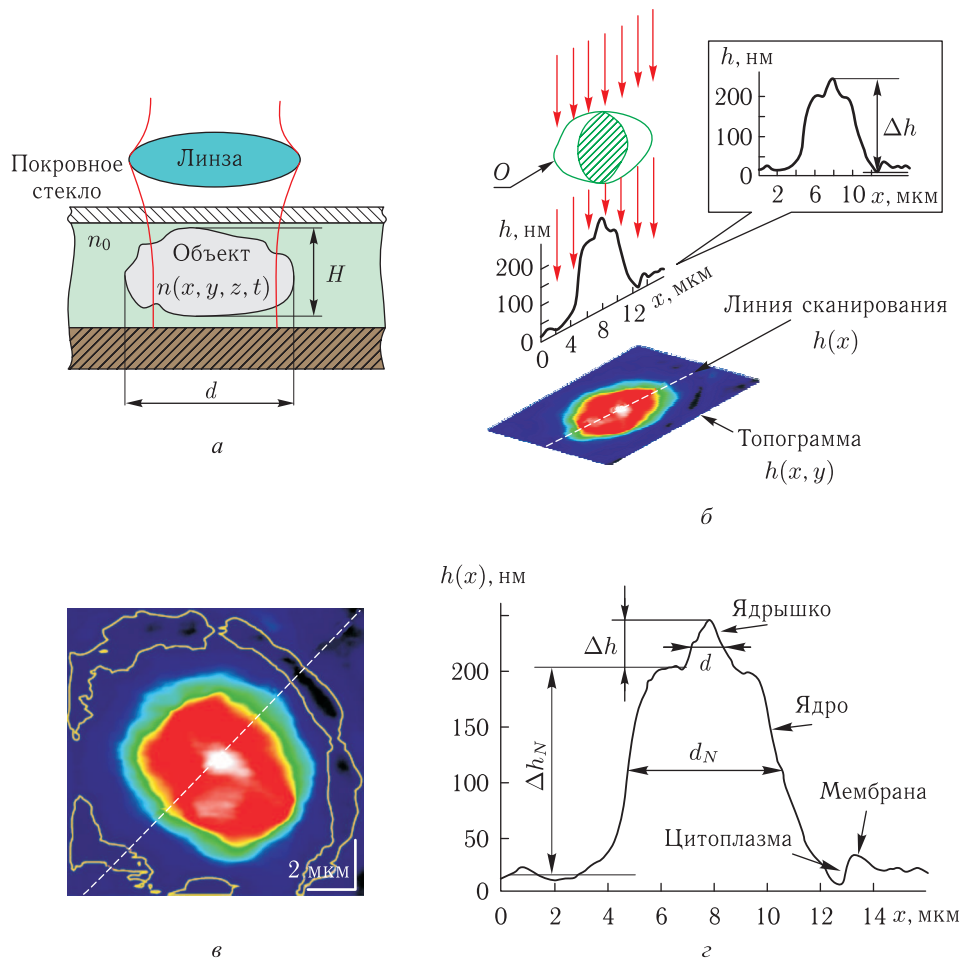


Рис. 2.48. Оптическая модель клетки (а) в виде оптической неоднородности  $n(x, y, z, t)$  в иммерсионной среде с показателем преломления  $n_0$ . Волновой фронт падающей плоской волны модулируется за счет оптических неоднородностей клетки; деформированный волновой фронт в интерференционном микроскопе преобразуется в топограмму — в оцифрованное двумерное распределение оптической разности хода  $h(x, y)$  (фазовой толщины); в сечении топограммы вдоль линии сканирования получают профиль фазовой толщины  $h(x)$  (б). Фазовое изображение неокрашенной клетки культуры ткани НСТ 116: в — на топограмме видно контрастное ядро и выделенная контурной линией менее контрастная граница цитоплазмы со средой; з — в диаметральной сечении  $h(x)$  фазового изображения клетки видны оптически более плотное ядро и ядрышко; на профиле фазовой толщины показаны размеры, по которым вычислялись рефрактерность ядра и ядрышка [715]



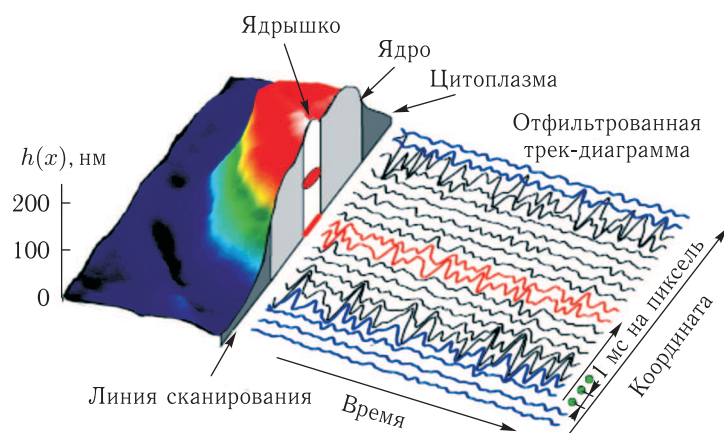
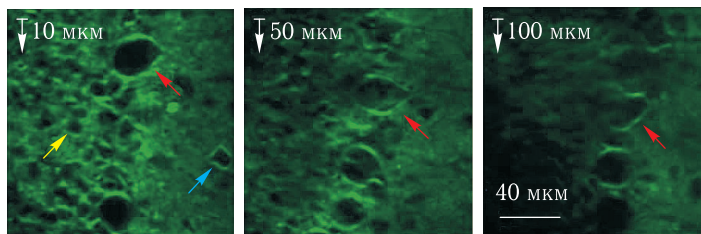
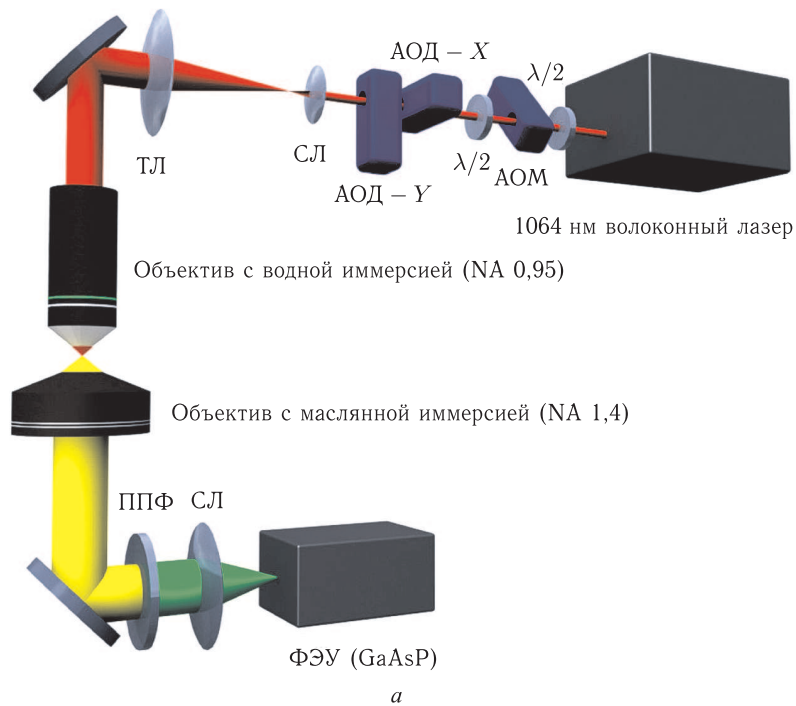


Рис. 2.49. Иллюстрация метода динамической фазовой микроскопии [715]: на фазовом изображении (топограмме) производились периодически в течение времени порядка десятков секунд измерения профиля фазовой толщины вдоль скан-линии с фиксированным интервалом (от единиц до сотен миллисекунд) и записывались в виде матрицы  $h(x, t)$  (трек-диаграммы) в память компьютера; в сечении трек-диаграммы наблюдались характерные флуктуации в окрестности ядерной мембраны и в области ядрышка



*б*

Рис. 2.50. Микроскоп с генерацией второй гармоники (ГВГ) и произвольным выбором области исследований в пределах полного поля наблюдения [895]: *a* — схема микроскопа; фемтосекундный волоконный лазер с параметрами: длина волны 1064 нм, длительность импульсов 200 фс, частота следования импульсов 80 МГц; первая полуволновая пластинка ( $\lambda/2$ ) оптимизирует линейную поляризацию выходного излучения лазера; далее для предварительной компенсации угловой расходимости пучка лазера он пропускается через акустооптический модулятор (АОМ) с азимутом  $45^\circ$ ; вторая полуволновая пластинка ( $\lambda/2$ ) служит для оптимизации дифракционной эффективности двух ортогонально-ориентированных акустооптических дефлекторов (АОД — АОД-Х и АОД-У); сканирующая линза (СЛ) и тубусная линза (ТЛ) микроскопа расширяют пучок прежде, чем он фокусируется на образец с помощью объектива; сигнал ГВГ собирается с помощью конденсора с маслянной иммерсией, пропускается через полосовой пропускающий фильтр (ППФ) для устранения основного излучения лазера и передается на фотокатод фотоэлектронного умножителя ФЭУ (GaAsP) с помощью собирающей линзы (СЛ); *б* — ГВГ-изображения среза мозга крысы на трех различных глубинах 10, 50 и 100 мкм и примеры ГВГ-сигналов от клеток Пуркинье (красные стрелки), тучной клетки (желтая стрелка) и вставочного нейрона (синяя стрелка); все три изображения получены при одной и той же интенсивности лазерного пучка

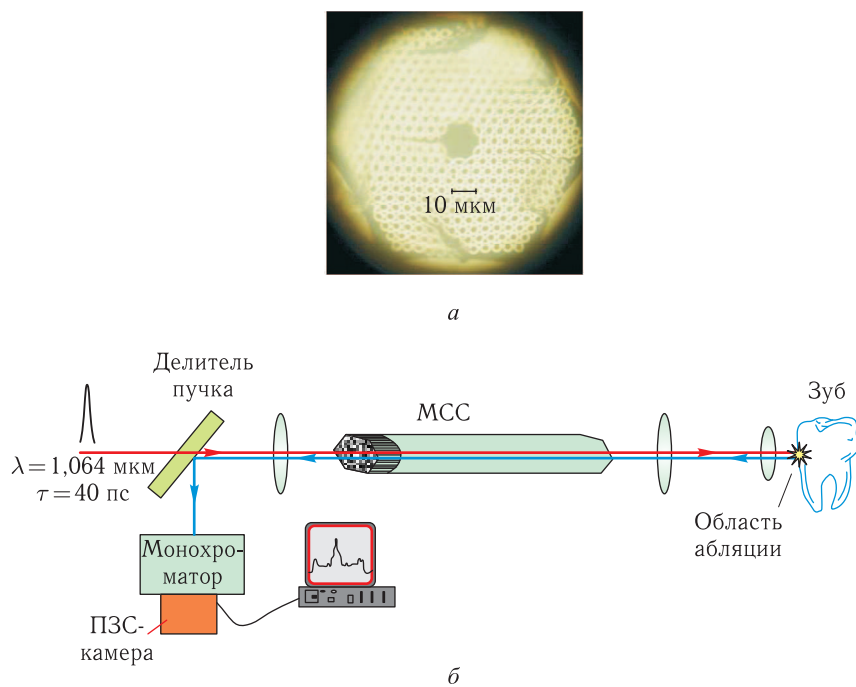


Рис. 5.25. Поперечное сечение микроструктурного световода (МСС) с двумерной периодической оболочкой, образованной решеткой идентичных стеклянных капилляров; эта периодическая решетка поддерживает распространяющиеся в полном световоде моды за счет высокого отражения в пределах фотонных запрещенных зон; полая сердцевина сформирована за счет извлечения семи капилляров из центральной части структуры; период структуры оболочки составляет  $\sim 5$  мкм, а диаметр полой сердцевины  $\sim 13$  мкм (а). Схема экспериментальной установки для абляции тканей зуба: излучение импульсного пикосекундного Nd:АИГ-лазера (1060 нм) пропускается через МСС и фокусируется на поверхность зуба и производит абляцию твердых тканей зуба, возникающее при этом эмиссионное излучение образовавшейся при абляции плазмы попадает обратно в МСС и передается в систему регистрации для контроля процесса абляции (б) [1205]

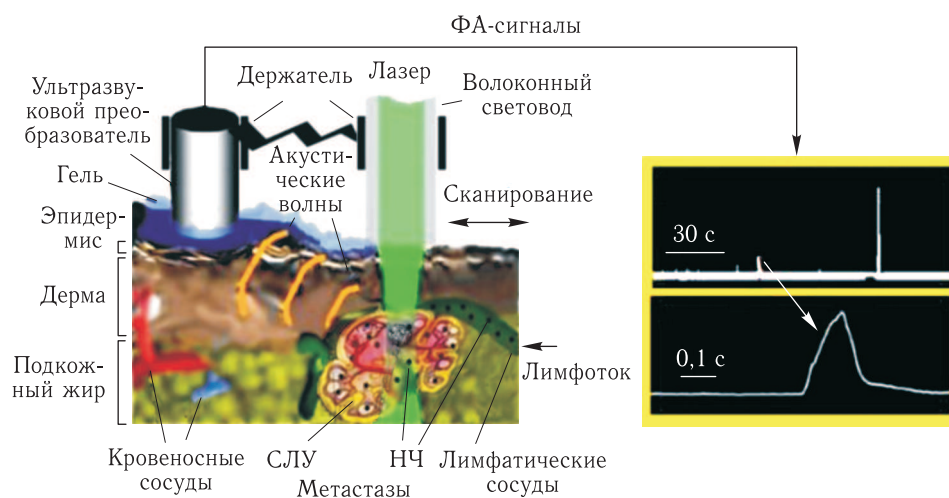


Рис. 7.28. Волоконно-оптическая фотоакустическая (ФА) проточная цитометрия, ФА-лимфография *in vivo* и ФА-лазерная терапия [380]: слева — схематическое представление технологии; справа сверху — типичный вид цифровых сигналов от клеток меланомы, циркулирующих в лимфатической системе уха мыши; каждый сигнал получен в результате сбора примерно 40 ФА-сигналов, возбуждаемых диодным лазером с высокой частотой повторения импульсов; параметры лазера: длина волны, 905 нм; длительность импульса, 15 нс; частота следования импульсов, 9 кГц; плотность энергии, 90 мДж/см<sup>2</sup>; справа внизу — временной профиль цифрового сигнала в увеличенном временном масштабе; СЛУ — «сторожевой» лимфоузел; НЧ — наночастицы