

## СИСТЕМА ЛАЗЕРНОЙ ДИАГНОСТИКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

В связи с ростом заболеваемости раком молочной железы и смертности от него в большинстве развитых стран проблема ранней диагностики приобретает особое значение. Общеизвестно, что прогноз заболевания зависит от вовремя поставленного диагноза, так как до появления первых клинических признаков болезнь протекает скрыто.

Наличие полос прозрачности в биологических тканях в диапазоне 0,8-0,9 мкм (0,83, 0,89 мкм), где лазерное излучение достаточно глубоко проникает в биологическую ткань (в частности, молочную железу), и факт различия коэффициентов пропускания лазерного излучения здоровой и пораженной клеток легли в основу лазерной системы диагностики биологических тканей.

На рис. 1 представлена функциональная схема разработанной системы, а на рис. 2 - временные диаграммы ее работы. Основными элементами системы являются полупроводниковый (п/п) лазерный излучатель, механическая система сканирования, фотодетектор, синхродетектор, усилители, АЦП и блок обработки. Система сканирования выполнена на основе двухкоординатного оптического стола с шагом перемещения 1 мм по координатам  $X$  и  $Y$  в диапазоне 100x100 мм. Оптическая система лазерного излучателя (для визуализации приповерхностных кровеносных сосудов используется п/п излучатель с  $\lambda = 0,67$  мкм и  $P = 5$  мВт, а для визуализации уплотнений и неоднородностей п/п излучатель ИЛПН-108 с  $\lambda = 0,83$  мкм и  $P = 40$  мВт) фокусирует лазерное излучение в параллельный пучок  $d = 0,7$  мм. Оптическая система фотодетектора обеспечивает угол поля зрения не более  $1^\circ$  (это позволяет детектировать только лазерное излучение, прошедшее через объект без учета рассеянного излучения). В качестве АЦП использовался 16-разрядный встроенный аналого-цифровой преобразователь с частотой выборки 44 кГц.

Зондирующий оптический сигнал формируется генератором, делителем на 2, фильтром и системой накачки. Так как выходная оптическая мощность зависит от различных параметров лазера, то для стабилизации оптического излучения используются встроенный в лазер фотоприемник, усилитель и система накачки. Для исключения влияния внешней засветки и обеспечения максимальной чувствительности



Рис. 1. Функциональная схема лазерной системы диагностики объекта

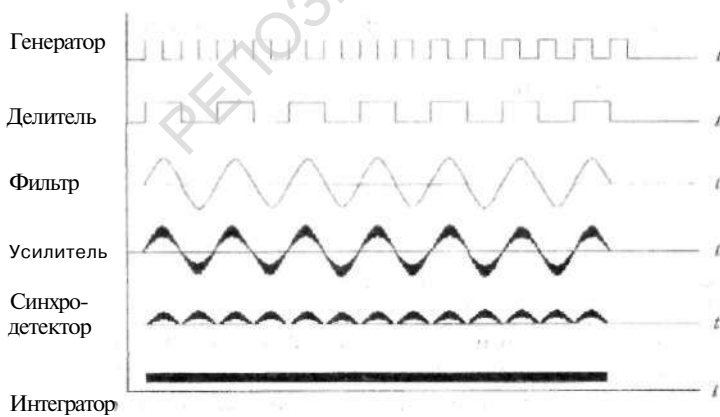


Рис. 2. Временные диаграммы работы системы диагностики

системы при визуализации изображений в биологической среде выходное лазерное излучение модулировалось по интенсивности. Таким образом, выходное излучение лазера модулировано по интенсивности:

$$U_0 = A_0 \sin \omega_0 t. \quad (1)$$

При этом на выходе фотодетектора будет формироваться сигнал, пропорциональный сигналу, прошедшему через среду:

$$U_1 = A_1 \sin(\omega_0 t + \varphi), \quad (2)$$

где  $A_0$ ,  $A_1$  - интенсивности зондирующего и прошедшего сигналов,  $\varphi$  - фаза сигнала на фотодетекторе,  $\omega_0$  - частота модуляции.

Выбранный способ измерений основан на том, что значения интенсивности  $A_1$  и фазы  $\varphi$  принятого сигнала определяются оптическими свойствами объекта в направлении распространения лазерного излучения. При наличии оптических неоднородностей в ткани будут изменяться параметры  $A_1$  и  $\varphi$ . Далее сигнал  $U_1$ , прошедший через ткань, вычитается из зондирующего сигнала. Получение разности зондирующего и прошедшего сигналов позволяет исключить влияние флуктуаций интенсивности зондирующего сигнала на качество получаемого изображения и учесть изменение фазы прошедшего оптического сигнала через ткань, т. к. его амплитуда и фаза определяются оптическими свойствами исследуемой ткани. Если в биоткани отсутствуют оптические неоднородности, то сигнал на выходе сумматора остается постоянным при сканировании от точки к точке. Наличие же неоднородностей приведет к появлению сигнала рассогласования.

Переменные электрические сигналы, амплитуда и фаза которых характеризуют свойства биоткани в сечении прохождения лазерного излучения, поступают с фотодетектора измерительного и опорного каналов. Оба канала фотодетектирования аналогичны и выполнены на основе преобразователей ток - напряжение на операционных усилителях, что дает возможность реализовать режим работы фотоприемников на большое нагрузочное сопротивление и увеличить усиление входного сигнала. Выходные сигналы каналов подаются на вход аналогового сумматора, при этом опорный сигнал предварительно инвертируется, что позволяет реализовать вычитание двух сигналов. Преобразователи ток - напряжение, аналоговый сумматор выполнены на операционных усилителях К140УД14.

Основным ограничением, определяющим погрешность измерения сигнала рассогласования, а следовательно, обнаружение от

неоднородностей, является минимальный уровень регистрируемого сигнала, что требует использования специальных методов и устройств, повышающих уровень сигнала и уменьшающих уровень шумов. Для увеличения отношения сигнал/шум на выходе системы могут быть применены различные способы выделения полезного сигнала (резонансные контуры, усилители с обратной связью). Однако узкую полосу на звуковых частотах, сохраняющую постоянное значение в течение длительного времени, получить с помощью указанных средств затруднительно.

Для уменьшения погрешностей, вызываемых низким отношением сигнал/шум в информационном канале, в системе используется синхронное детектирование разностного сигнала с последующим интегрированием.

С выхода сумматора информационные сигналы поступают на входы двухполупериодного синхродетектора, выполненного на аналоговом ключе К590КН4, фазовращателе К140УД14. Сигнал на фазовращатель подается с выхода делителя и через формирователь - на тактовый вход синхродетектора. Величина фазового сдвига тактового сигнала выбирается равной  $\varphi = \varphi + \pi/2$ . При этом достигается максимальная чувствительность к изменению параметров информационного сигнала и нечувствительность системы к изменениям амплитуды зондирующего сигнала. Фазовый сдвиг осуществляется с помощью операционного усилителя (фазовращателя).

Плавная перестройка фазы тактовых импульсов к фазе информационного сигнала осуществляется переменным резистором. С выхода аналогового ключа преобразованный переменный сигнал поступает на вход интегратора К140УД14, коэффициент передачи которого регулируется, а время интегрирования составляет 0,01 с. Постоянное напряжение на выходе интегратора характеризует наличие оптических неоднородностей в биоткани. С выхода интегратора информационный сигнал поступает на вход 16-разрядного АЦП, встроенного в персональный компьютер, где осуществляется преобразование сигнала в цифру, хранение и формирование кадра изображения. Время интегрирования составляет  $\tau_{инт} = 0,01$  с. Время формирования одного кадра  $T_k = 100$  с.

Из-за сложности биообъектов с помощью неразрушающих методов микродиагностики зачастую удается получить лишь качественную информацию о составе вещества, наличии примесей. Несмотря на это, лазерные методы являются эффективным средством изучения биологических сред различной степени организации.