

ОПТОЭЛЕКТРОННЫЙ СЕНСОР ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ТКАНЕЙ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

С.И.Чубаров , В.Л.Козлов, Ю.А.Бутенко..
(Минск, Белорусский государственный университет,
пр.Ф.Скорины, 4)

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

Существующие в настоящее время методы ранней диагностики (рентгеновские, СВЧ и ИК термография) имеют ряд существенных недостатков, связанных с повышенной радиационной нагрузкой, сложностью идентификации неоднородностей и невозможностью диагностики мелких деталей неоднородностей ткани молочной железы. С помощью существующих методов микродиагностики зачастую удается получать лишь качественную информацию о составе вещества, наличие примесей [1], [2].

На основе проведенного анализа существующих методов и систем предлагается лазерная маммографическая установка для диагностики тканей молочной железы, свободная от недостатков, присущих существующим системам.

Наличие полос прозрачности в биологических тканях в диапазоне 0,8-0,9 мкм (0,83 мкм, 0,89 мкм), где лазерное излучение указанных длин волн достаточно глубоко проникает в ткань и факт различия коэффициента пропускания

лазерного излучения здоровой клетки и клетки, пораженной раковой опухолью, легло в основу лазерной маммографической системы.

Зондирующий оптический сигнал, модулированный по интенсивности

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

пройдя через биологическую ткань, формирует на выходе фотоприемника 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, φ - фаза сигнала на фотодетекторе, ω_0 - частота модуляции. Значения A_1 и фазы φ принятого сигнала определяются оптическими свойствами объекта в направлении распространения лазерного излучения. Выходная оптическая мощность зависит от различных параметров лазера (температура и др.), поэтому для стабилизации оптического излучения используется встроенный в лазер фотоприемник, усилитель и система накачки.

Использование лазерного излучения, модулированного по интенсивности, позволяет исключить влияние внешней засветки и обеспечить максимальную чувствительность системы при визуализации изображений в биологической среде. При наличии оптических неоднородностей в тканях будут изменяться параметры A_1 и фазы φ .

Получение разностного сигнала

$$U = A_1 A_0 \cos\left(\frac{\omega_0 t + \varphi}{2}\right) \sin\left(\frac{-\varphi}{2}\right) \quad (3),$$

позволяет исключить влияние флуктуаций интенсивности зондирующего сигнала на качество получаемого изображе-

ния и учесть изменение фазы прошедшего оптического сигнала через ткань. Если в биоткани отсутствуют оптические неоднородности, то сигнал на выходе вычитателя остается постоянным. Наличие же неоднородностей приводит к появлению сигнала рассогласования.

Основным ограничением, определяющим погрешность измерения сигнала рассогласования, а, следовательно, обнаружения оптических неоднородностей, является минимальный уровень регистрируемого сигнала, что требует использования специальных методов повышения отношения сигнал/шум. Для увеличения отношения сигнал/шум на выходе системы могут быть применены различные способы сужения полосы (резонансные контуры, усилители с обратной связью). Однако узкую полосу на звуковых частотах, сохраняющую постоянное значение в течении длительного времени, получить с помощью указанных средств затруднительно. Для уменьшения погрешностей вызываемых низким отношением сигнал/шум на выходе фотодетектора предпочтительно использовать синхронное детектирование с последующим интегрированием. Повышение отношения сигнал/шум на выходе синхронного детектора основано на совпадении фазы сигнала с фазой работы работы детектора. Для увеличения отношения сигнал/шум в системе используется синхронное детектирование с последующим интегрированием. Для обеспечения режима синхронного детектирования в системе используется фазовращатель и формирователь тактового сигнала. Величина фазового сдвига тактового сигнала выбирается равной $\pi/2$. При этом достигается максимальная чувствительность к изменению фазы сигнала, амплитуды прошедшего сигнала и не чувствительность к флуктуациям амплитуды зондирующего сигнала. С выхода синхродетектора сигнал поступает на интегратор, выходное квазипостоянное напряжение которого характеризует наличие оптических неоднородностей в тканях молочной железы. С выхода интегратора сигнал поступает в аналого-цифровой преобразователь а затем в микропроцессор, где формируется кадр изображения. В микропроцессоре осуществляется цифровая фильтрация шумовых компонент изображения. Время интегрирования $\tau_{\text{инт}}=0.001$ с. Время формирования кадра 10 с. Пространственное разрешение системы 1мм.

Литература.

Инфракрасная и сверхвысокочастотная термография при раке молочной железы //Медицинская радиология.— 1985.— №7.— С.63-65.

Жаров В.П., Зубов Б.В., Лоцилов В.Н. Исследование оптических и теплофизических свойств биоткани методом импульсной фототермической радиометрии : Препринт ИОФАН СССР. №146 — М. 1982