

процессов нагрева биоткани она рассматривалась как многослойная структура, на внешнюю границу которой перпендикулярно падает лазерное излучение. Оптические, теплофизические и биомедицинские параметры задавались независимо для каждого слоя и были взяты из научной литературы [1]. Энергия, необходимая для некротизации опухоли при гипертермии, рассчитывалась на основе термодинамического анализа [2]. Рассчитано распределение температуры нагрева опухоли щитовидной железы и окружающих интактных тканей для разных параметров облучения и условий теплоотвода.

1. Щербаков Ю. Н., Якунин А. Н., Ярославский, Тучин В.В // Оптика и спектроскопия. – 1994. – № 5. – С. 845–850.
2. Акимов А. Б., Шер Л. А. // Низкоинтенсивные лазеры в медицине: Материалы Всесоюз. симпоз. Июнь 1991 г. – Обнинск, 1991. – С. 5-7.

ЛАЗЕРНАЯ МАММОГРАФИЧЕСКАЯ СИСТЕМА

С. И. Чубаров, Ю. А. Бутенко

Белорусский государственный университет, г. Минск

Наличие полос прозрачности в тканях молочной железы в диапазоне 0.8–0.9 мкм, где лазерное излучение достаточно глубоко проникает в ткань, и различие коэффициентов пропускания здоровой и пораженной клеток легло в основу лазерной маммографической системы.

Зондирующий оптический сигнал, модулированный по интенсивности $U_0 = A_0 \sin \omega_0 t$, пройдя через биологическую ткань, формирует на выходе фотоприемника сигнал, пропорциональный сигналу, прошедшему через среду $U_1 = A_1 \sin(\omega_0 t + \varphi)$, где A_0 , A_1 – интенсивности зондирующего и прошедшего сигналов, φ – фаза сигнала на фотодетекторе, ω_0 – частота модуляции. Значения интенсивности A_1 и фазы φ принятого сигнала определяются оптическими свойствами объекта в направлении распространения лазерного излучения. При наличии оптических неоднородностей в тканях будут изменяться интенсивность A_1 и фаза φ .

Получение разностного сигнала $U = U_0 - U_1$ позволяет исключить влияние флуктуации интенсивности зондирующего сигнала на каче-

ство получаемого изображения и учесть изменение фазы оптического сигнала, прошедшего 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 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 нечувствительность к флуктуациям амплитуды зондирующего сигнала. С выхода интегратора сигнал поступает в аналого-цифровой преобразователь а затем в микропроцессор, где формируется кадр изображения. Время интегрирования $\tau_{\text{инт}}=0.001$ с. Время формирования кадра 10 с. Пространственное разрешение системы 1 мм.

ВЛИЯНИЕ ИК-ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ЗАЖИВЛЕНИЕ КОЖНО-МЫШЕЧНЫХ РАН КРУПНОГО РОГАТОГО СКОТА

Э. И. Веремей¹, В. А. Лапина²

¹ Государственная академия ветеринарной медицины, г. Витебск

² Институт физики им. Б. И. Степанова НАН Беларуси, г. Минск

Одним из направлений современной хирургии является разработка и внедрение новых патогенетически обоснованных методов лечения ран животных. В ветеринарной медицине традиционно считается, что эффективным методом лечения кожно-мышечных ран является наложение швов после их обработки антибактериальными препаратами. Однако включение химиотерапевтических средств в общую схему лечения животных способствует загрязнению продуктов животноводства, идущих в пищу людям, остаточным количеством ле-