

УДК 535.32/58

Н.А.Калинцева (6 курс, каф. ФХОМ), В.В.Любимов, к.ф.-м.н., вед.н.с. (НИИЛФ)

ОПТИЧЕСКАЯ ДИФFUЗНАЯ ТОМОГРАФИЯ: ТРАЕКТОРНЫЙ ПОДХОД В МЕТОДЕ FREQUENCY-DOMAIN

Основные трудности медицинской оптической томографии связаны с многократным рассеянием света при прохождении сквозь сильно рассеивающие биологические объекты (когда расстояние от источника до приемника много больше длины свободного пробега диффузных фотонов). В этом случае непригодны методы томографического восстановления, основанные на априорной информации о прямолинейности траекторий распространения сигнала.

В 1994 году В.В.Любимов предложил новую концепцию описания распространения оптического излучения в сильнорассеивающих средах, основанную на введении некоторых статистических характеристик этого процесса. Новый метод позволял ввести в сильно рассеивающей оптической среде понятие Среднестатистической Траектории переноса энергии Фотонами (СТФ) от точечного источника света к точечному приемнику [1]. Данные траектории являются аналогами лучей в оптике на пути от источника к приемнику. В большинстве случаев СТФ допускают аппроксимацию.

Методы оптической диффузной томографии (ОДТ) имеют следующие преимущества по сравнению с используемыми на данный момент методами томографической диагностики [2,3]: ОДТ позволяет фиксировать изменения оксигенации тканей и делает возможной функциональную диагностику внутренних органов. При этом применяется излучение с длиной волны $0,7 \div 1,0$ мкм, которое является безопасным для пациентов, используются полупроводниковые лазеры, оптические волокна, оптические приемники.

Главное направление работ в области диффузной томографии основано на рассмотрении и применении методов восстановления изображения, используемых в оптике для повышения разрешающей способности метода СТФ ОДТ при реконструкции внутреннего строения исследуемого объекта по набору проекционных данных.

Улучшения предела разрешения метода СТФ с помощью предварительной обработки проекционных данных дало возможность получить качественные реконструированные картины моделированных биологических объектов (голова новорожденного, молочная железа). Был достигнут предел разрешения, определяемый следствием Найквиста из теоремы Котельникова-Шеннона [4].

Следующим шагом является переход от time-domain томографии (исследование амплитудно-временного распределения ультракоротких импульсов, пропускаемых через рассеивающий объект) к томографии при помощи волн фотонной плотности – «frequency-domain tomography», где изображение получают на основании информации об интенсивности и фазовом распределении регистрируемого излучения от синусоидально-модулированного непрерывного источника. Данный переход необходим т.к. имеет более простую аппаратную реализацию и, соответственно, требует меньших финансовых затрат.

В разработке находится пакет прикладных программ (операционная среда Windows-XP), предназначенный для реконструкции распределения коэффициента поглощения в диффузно-рассеивающем объекте по набору проекционных данных для метода Frequency-domain.

Реконструкция проводится для объекта прямоугольной формы с заданными коэффициентом рассеяния и показателем преломления среды (рис. 1). Внутри объекта

находится неоднородность произвольной формы, отличающаяся значением коэффициента поглощения.

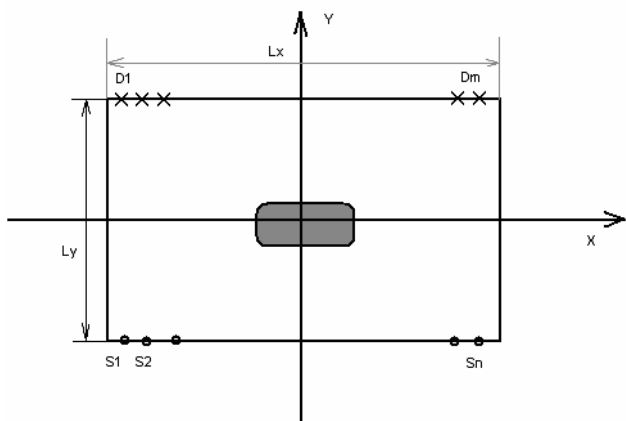


Рис. 1. Геометрия исследуемого объекта (точками обозначены источники, крестиками детекторы излучения)

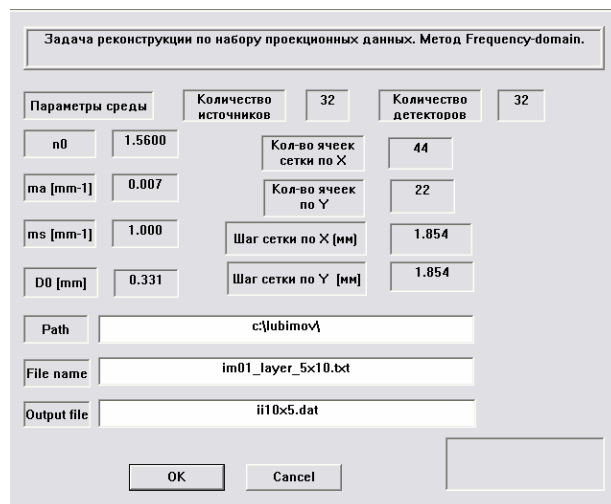


Рис. 2. Интерфейс демо-версии

Проекционные данные, используемые в методе Frequency-domain, являются комплексными величинами. В эксперименте детектором j измеряется амплитуда сигнала $A_{k,i,j}$ и его фаза $\phi_{k,i,j}$ на частоте модуляции зондирующего излучения f при двух фиксированных значениях длины волны лазерного излучения λ_1 и λ_2 излучаемых источником i , индекс k относится к длине волны излучения ($k=1,2$).

Программа использует массив проекционных данных, построенных по следующему алгоритму. Для каждой пары источник – детектор вычисляются значения $Re I_{k,i,j} = A_{k,i,j} \cdot \cos \phi_{k,i,j}$ и $Im I_{k,i,j} = A_{k,i,j} \cdot \sin \phi_{k,i,j}$. Из полученных значений вычисляются значения относительной тени (пары индексов i, j опущены):

$$-\ln \frac{I_1}{I_2} = \frac{1}{2} [\ln(\text{Re } I_1^2 + \text{Im } I_1^2) + \ln(\text{Re } I_2^2 + \text{Im } I_2^2)] + i [\arctg\left(\frac{\text{Im } I_1}{\text{Re } I_1}\right) - \arctg\left(\frac{\text{Im } I_2}{\text{Re } I_2}\right)]$$

В демо-версии (рис. 2) приведено несколько примеров массивов относительных теней (вещественных и мнимых частей) для различных внутренних неоднородностей.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Lyubimov V.V, Kalintsev A.G, Konovalov A.B., Lyamtsev O.V. Kravtsenyuk O.V., Murzin A.G., Golubkina O.V., Mordvinov G.B., Soms L.N., Yavorskaya L.M. Phys. Med. Biol. 47. 2002. 2109-2128.
2. Benaron S.A., Muller G., Chance B. SPIE Institute Series. 1993 V. IS11. p. 3-9.
3. Beuthan J., Freyer R., Minet O., Luu C.T., Hapel U., Naber R.-D., Muller G.J. Proc. SPIE. 1996. V. 2676. p. 32-42.
4. Калинин А.Г., Калинин Н.А., Кравченко О.В., Любимов В.В. Оптика и спектроскопия, т.99, №1, с.152-157, 2005.