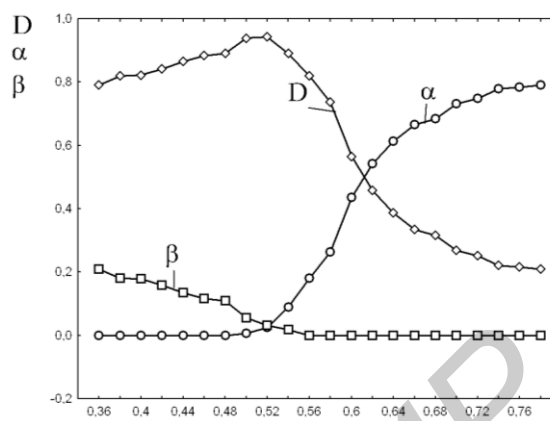


**Рисунок 4** - Характеристики диагностического теста в зависимости от порогового значения КДО



**Рисунок 5** - Достоверность контроля, ошибки первого и второго рода в зависимости от порогового значения КДО

Таким образом, первые клинические испытания предлагаемого спектрофотометрического метода диагностики и экспериментальной установки подтвердили возможность их эффективного использования для дифференциации и неинвазивного выявления невусов и меланом кожи.

Работа выполнена при финансовой поддержке БРФФИ по договору №Ф13Млд-018.

#### Литература

1. Спектрофотометрические методы диагностики меланомы кожи. I. Коэффициенты диффузного отражения / В. Г. Петрук [и др.] // Наст. сборник.
2. **Research** of the spectral diffuse reflectance of melanoma in vivo. / V. G. Petruk [et al.] // Proc. SPIE. – 2013. – V. 8698. – Paper 86980F.
3. Пересмотренный вариант единых стандартов представления результатов рандомизированных контролируемых испытаний (CONSORT): разъяснения и перспективы дальнейшего усовершенствования / Д. Г. Альтман [и др.] // Межд. журнал мед. практики. – 2001. – №4. – С.5-34.
4. **Реброва, О. Ю.** Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ STATISTICA / О. Ю. Реброва – Москва: МедиаСфера, 2002. – 312 с.

## СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ

*Т.М. Печень, А.М. Прудник*

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,  
ул. П. Бровки, 6, БГУИР, каф. ЗИ, 220013, Минск, Беларусь, тел. +375 17 2938940  
E-mail: tanya.7p@gmail.com*

**Abstract.** The aim of the work is to analyze the methods of noninvasive spectrophotometry applied in medical diagnostics. Biological tissues are strongly scattering (muddy) environments for this reason development of effective computing algorithms for determination of optical properties is carried out with application of settlement models of the theory of transfer of radiation and dispersion of light in muddy in muddy environments. Methods of spectroscopy of diffusion reflection and fluorescent spectroscopy are applied to the analysis of composition of biological tissues for medical diagnostics.

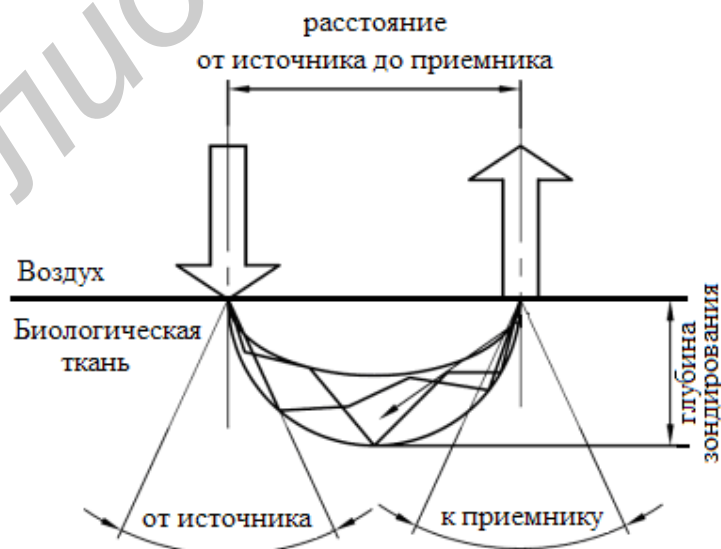
Главной задачей при создании методов, приборов и устройств медицинского назначения, основанных на принципах оптической спектроскопии биологических тканей, является разработка эффективных вычислительных алгоритмов для точного и достоверного определения оптических свойств изучаемого объекта по полученным данным в ходе эксперимента. Как известно, большинство биологических тканей являются оптически мут-

ными (светорассеивающими) средами [1]. В связи с данной отмеченной особенностью оптические свойства биологических тканей по регистрируемым в эксперименте потокам излучения, можно определить только с использованием методов решения обратных задач рассеяния [2]. В зависимости от постановки задачи и описательной модели среды распространения излучения эти методы сильно отличны друг от друга. Для случаев расчетов потоков света в биологических тканях можно применить расчетные модели теории переноса излучения (ТПИ) и рассеяние света в мутных средах [3].

Преимущество медицинской неинвазивной спектрофотометрии заключается в том, что спектроскопический анализ биологических сред позволяет определять как структурные изменения тканей, так и их метаболическую активность, не повреждая сами ткани. Методы спектроскопии диффузного отражения и флуоресцентной спектроскопии анализа состава биологических тканей отличаются высокой скоростью, значительной чувствительностью и хорошим пространственным разрешением, что приобретает особое значение в микрохирургии и нейроонкологии.

На основе спектроскопического анализа биологических сред можно разработать высокочувствительный диагностический метод только при комплексном подходе. В [4] описан комбинированный спектроскопический метод, который учитывает данную особенность. На практике спектроскопические измерения можно провести с помощью применения волоконно-оптического зонда с двумя осветительными каналами. Обратное диффузно отраженное излучение возбуждает флуоресценцию, а интенсивность его служит инструментом для анализа и определения рассеивающих свойств исследуемых тканей. Схематическое изображение процесса спектроскопических измерений на основе оптоволоконной зондирующей системы представлено на рисунке 1.

Как видно из рисунка 1 два тонких оптических волокна с заданными значениями апертуры ввода и приема излучения расположены на некотором расстоянии друг от друга. От источника по волокну к исследуемой биологической ткани поступает излучение, которое внутри ткани многократно рассеивается и частично поглощается, по второму волокну проходит к приемнику. Как было отмечено выше, небольшая часть поглощенного в биологической ткани излучения вызывает флуоресценцию содержащихся в ней флуорофоров, а это значит, что в процессе регистрации на стороне приемника участвует и флуоресцентное излучение.



**Рисунок 1** – Схематическое изображение процесса спектроскопических измерений с волоконно-оптическим зондом

Процесс взаимодействия излучения с биологическими тканями в зависимости от уровня рассмотрения (масштаба) можно математически описывать следующими характеристиками и параметрами:

1) на микроуровне – с учетом известных комплексного показателя преломления и относительного размера основных структурных элементов ткани используя уравнения Максвелла можно рассчитать сечение поглощения  $\sigma_a$  и рассеяния  $\sigma_s$  света отдельной частицей и определить угловую зависимость рассеяния  $P(\theta)$ ;

2) при рассмотрении ансамбля частиц оперируем усредненными по некоторому элементарному объёму оптическими характеристиками: коэффициент поглощения ( $\mu_a = c \cdot \sigma_a$ ), коэффициент рассеяния ( $\mu_s = c \cdot \sigma_s$ ) и фактор анизотропии ( $g = \langle \cos(\theta) \rangle$ );

3) на макроскопическом уровне – коэффициент отражения  $R$ , коэффициент диффузного отражения  $R_d$ , коэффициент пропускания излучения через объект  $T$ , коэффициент поглощения средой  $A$  падающего излучения; эти параметры зависят и от геометрии объекта, и от геометрии измерений.

ТПИ позволяет восстановить основные параметры компонентов среды при последовательном прохождении по всем уровням описания процесса взаимодействия излучения с биологическими тканями. Важной характеристикой распространения излучения в биологических мутных (сильнорассеивающих) средах является глубина проникновения света в вещество  $\delta = 1 / [3\mu_a(\mu_a + (1 - g) \mu_s)]^{1/2}$ . Однако для случая проведения спектрофотометрических измерений на живом организме эта характеристика зависит от геометрии измерений, показанной на рисунке 1.

#### Литература

1. **Тучин, В. В.** Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т.1 [Электронный ресурс] / Пер. с англ. под ред. В. В. Тучина. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 560 с.

2. **Пушкарева, А. Е.** Методы математического моделирования в оптике биоткани : уч. пособие. – СПб : СПбГУ ИТМО, 2008.

3. **Cheong, W.** A review of the optical properties of biological tissues / W. Cheong, S. Prah, A. Welch // IEEE Quant. Electr. – 1990. – Vol. 26. – 12. – P. 2166 – 2185.

4. **Стратонников, А. А.** Использование спектроскопии обратного диффузного отражения света для мониторинга состояния тканей при фотодинамической терапии / А. А. Стратонников, Г. А. Меерович, А. В. Рябова, Т. А. Савельева, В. Б. Лощенов // Квантовая электроника, 2006, 36 (12), 1103 – 1110.

### ИССЛЕДОВАНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ РЕГИОНАРНОЙ МИКРОГЕМОДИНАМИКИ ПРИ НЕЙРОПАТИЧЕСКОМ БОЛЕВОМ СИНДРОМЕ У ПАЦИЕНТОВ С НЕВРАЛГИЕЙ ТРОЙНИЧНОГО НЕРВА

**Е.А. Уланова<sup>1</sup>, Л. А. Василевская<sup>2</sup>, С.К. Дик<sup>1</sup>, Н.И. Нечипуренко<sup>2</sup>, М.Е. Гаврилова<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, БГУИР, каф. ЭТТ, 220013, Минск, Беларусь;

E-mail: jenna-smile@tut.by, sdick@bsuir.by, fu-sin@tut.by

<sup>2</sup> РНПЦ неврологии и нейрохирургии, ул. А Скорины, 24, РНПЦ НУН, 220114, Минск, Беларусь;  
luda\_yass@mail.ru

Abstract. Using the diagnostic device «Speckle-Scan» were defined speckle optical parameters of skin microhemodynamics which allowed to reveal blood flow changes in the forehead skin of patients with neuralgia of the 1st branch of the trigeminal nerve as compared to healthy people and allowed to set the asymmetry of the studied issues on the contralateral sides of the frontal region of patients with trigeminal neuralgia.

Лазерное исследование биотканей является чрезвычайно важным и быстро развивающимся междисциплинарным направлением на стыке лазерной физики, оптики рассеи-