электронный журнал
МОЛОДЕЖНЫЙ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ ВЕСТНИК
Издатель ФГБОУ ВПО "МГТУ им. Н.Э. Баумана". Эл No. ФС77-51038.

УДК 535.243+616-072.7 (075.8)

Исследование оптических свойств биологических тканей и практическое применение результатов в спектрофотометрии

***Карелина Г. С.**, студент*
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технические и информационные технологии»

Научный руководитель: Сафонова Л.П., доцент
кафедры «Медико-технические и информационные технологии»
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана
lpsafonova@bmstu.ru

Введение

Спектрофотометрия как метод основана на пропускании излучения через исследуемый образец и регистрации обратно рассеянного излучения. Регистрируемое ослабленное излучение содержит в себе информацию о свойствах биообъекта, прежде всего о поглощении и рассеянии излучения в ткани. В современной технической реализации метод позволяет количественно оценивать такие оптические параметры, как коэффициент поглощения μ_a и транспортный коэффициент рассеяния μ_s', которые отражают, соответственно, компонентный состав хромофоров и величину интегрального поглощения, структурные особенности (размеры и количество рассеивателей) биологической ткани [1,2,3]. В клинической медицинской практике спектрофотометрия применяется при диагностике функционального состояния биотканей и органов. Метод обладает такими достоинствами, как неинвазивность, значительная глубина проникновения зондирующего излучения в красном и ближнем инфракрасном диапазоне длин волн, относительная простота технической реализации, возможность динамических многоканальных наблюдений с высоким временным (порядка 10 мс) и удовлетворительным пространственным разрешением (порядка 1-5 мм) [1,2,3]. Основное достоинство современных спектрофотометрических приборов, к которым относятся и тканевые оксиметры, например, «OxiplexTS» (ISS, Inc., США) – возможность разделения эффектов поглощения и рассеяния и определение абсолютных значений коэффициента поглощения μ_a $\left(\frac{1}{\text{см}}\right)$ и транспортного коэффициента рассеяния μ_s' $\left(\frac{1}{\text{см}}\right)$. Целью данной

работы являлось исследование оптических свойств различных биологических тканей с помощью современного спектрофотометрического прибора и определение взаимосвязи регистрируемых оптических параметров со свойствами биотканей.

Теоретические основы спектрофотометрии биотканей

Поглощающие свойства биоткани определяются концентрациями хромофоров C_i в биоткани и их индивидуальными свойствами – молярными коэффициентами экстинкции ε_i и описываются величиной коэффициента поглощения μ_a на длине волны λ (1).

$$\mu_a^{\lambda_j} = \sum_{i}^{n} \varepsilon_i^{\lambda_j} \cdot C_i, \qquad i = 1..n. \tag{1}$$

Основные хромофоры, их молярные коэффициенты экстинкции ε_i и концентрации хромофоров C_i известны из литературных данных, а коэффициент поглощения μ_a измеряется. Основными хромофорами являются вода, фракции гемоглобина, липиды, миоглобин и другие [2].

Рассеивающие свойства биотканей определяются их структурными особенностями, размерами и количеством рассеивателей и описываются значениями транспортного коэффициента рассеяния μ_s' и фактора анизотропии рассеяния g. В биологических тканях центрами рассеяния являются клетки и клеточные органеллы, размеры которых варьируют в диапазоне от нескольких десятков нанометров до сотен микрон. Например, митохондрии являются одними из центров рассеяния света для тканей животного происхождения.

В неинвазивной и малоинвазивной спектрофотометрии биологических тканей широко используется коэффициент поглощения μ_a и практически не используются коэффициент рассеяния μ_s и транспортный коэффициент рассеяния $\mu_s' = \mu_s \cdot (1 - g)$. Анализ прямых и обратных задач с использованием коэффициента рассеяния μ_s требует дополнительных теоретических и экспериментальных исследований.

Для выявления зависимости параметров рассеяния от свойств среды был проведен расчёт транспортного коэффициента рассеяния μ_s' и фактора анизотропии рассеяния g для упрощенной модели биоткани в виде совокупности однородных сферических частиц с

размерами больше длины волны λ зондирующего излучения (красного и ближнего инфракрасного диапазонов) на основании формул (2) и (3), взятых из литературы [2].

$$\mu_s'(\lambda) = \frac{3Cp}{4\pi}\sum_{i}^{n}\frac{\sigma_{si}(\lambda)\cdot\upsilon_i\cdot\left(1-g_i(\lambda)\right)}{r_i^3}, \quad (2)$$

$$g(\lambda) = \frac{\sum_i^n \frac{\sigma_{si}(\lambda)\cdot\upsilon_i\cdot g_i(\lambda)}{r_i^3}}{\sum_i^n \frac{\sigma_{si}(\lambda)\cdot\upsilon_i}{r_i^3}}, \quad (3)$$

где C_p – доля общего объема суспензии, занятая частицами;

υ_i – объемная доля частиц радиуса r_i, рассчитанная как $\upsilon_i = \frac{r_i^3\cdot\nu_i}{\sum_i^n r_i^3\cdot\nu_i}$;

ν_i – относительное число частиц радиуса r_i в суспензии;

σ_{si} – поперечное сечение рассеяния для частиц радиуса r_i;

g_i – фактор анизотропии рассеяния для частиц радиуса r_i.

Для крупных частиц транспортный коэффициент рассеяния μ_s' и фактор анизотропии g слабо зависят от длины волны λ зондирующего излучения. Компонентный состав и размеры рассеивателей для упрощенной описательной модели биоткани «близки» к ткани печени. Для ткани печени основными структурными компонентами, рассеивающими излучение, являются гепатоциты, их ядра и митохондрии. Количество последних соответствует 1000-2000 на одну клетку – гепатоцит. При содержании воды в ткани печени, равном 80 %, параметр C_p = 0,2. На основании литературных данных были выбраны параметры рассеивающих частиц модельной среды [4], указанные в таблице.

Параметры рассеивателей для модельной среды

	«Гепатоциты»	**«Митохондрии»**	**«Ядра гепатоцитов»**
$\mathbf{r_i}$	$20\cdot10^{-4}$ см	10^{-4} см	$10\cdot10^{-4}$ см
$\boldsymbol{\sigma_{si}}$	$1{,}26\cdot10^{-4}$ см^2	$3{,}14\cdot10^{-8}$ см^2	$3{,}14\cdot10^{-6}$ см^2
$\mathbf{\nu_i}$	$2{,}9\cdot10^{9}$	$2{,}9\cdot10^{12}$	$2{,}9\cdot10^{9}$
$\mathbf{g_i}$	0,9	0,9	0,9

Подставив данные из таблицы в формулу (2), получили, что транспортный коэффициент рассеяния μ_s' равен 22,5 см$^{-1}$. Для мягких биотканей значения транспортного коэффициента рассеяния находятся в интервале от 2 до 20 см$^{-1}$ [2]. Таким образом, экспериментальные исследования оптических свойств биологических тканей совместно с теоретическими исследованиями и моделированием, позволят приблизиться к решению обратных задач рассеяния, связанных с определением размеров частиц и плотности их упаковки в биологической ткани при условии известного процентного содержания воды (заданного или измеренного) в ткани на определенных длинах волн.

Экспериментальная часть

Для исследования оптических свойств биологических тканей применялся современный спектрофотометрический прибор – тканевый оксиметр «OxiplexTS» (ISS, Inc., США), работающий на двух длинах волн: 692 нм и 834 нм. Принцип действия прибора основан на фазово-модуляционном подходе и многодистантных измерениях, обеспечивающих глубину зондирования тканей 1-2 см [5]. В качестве образцов биологических тканей использовались ткани животного происхождения: мышечная, мышечная с поверхностным жировым слоем и печеночная (рис. 1). Для исследования тканей живых биообъектов *in vivo* оптический датчик устанавливался на предплечье испытуемого (рис. 2).

Рис. 1. Исследуемые *in vitro* образцы биологических тканей

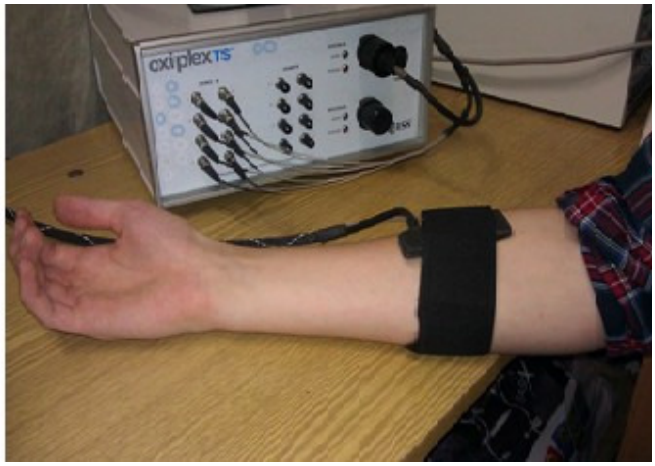

Рис. 2. Измерения *in vivo* оптических свойств тканей предплечья

Все исследованные дезоксигенированные образцы тканей животного происхождения демонстрируют различные значения коэффициента поглощения μ_a (рис. 3). Однако четко прослеживается тенденция уменьшения значений коэффициента поглощения μ_a с увеличением длины волны λ зондирующего излучения.

Живая оксигенированная ткань имеет обратную тенденцию (рис. 4) по причине превышения содержания оксигемоглобина над дезоксигемоглобином и разницы в молярных коэффициентах экстинкции. Высокая концентрация гемоглобина в ткани печени и мышечной ткани объясняет высокие значения коэффициента поглощения μ_a.

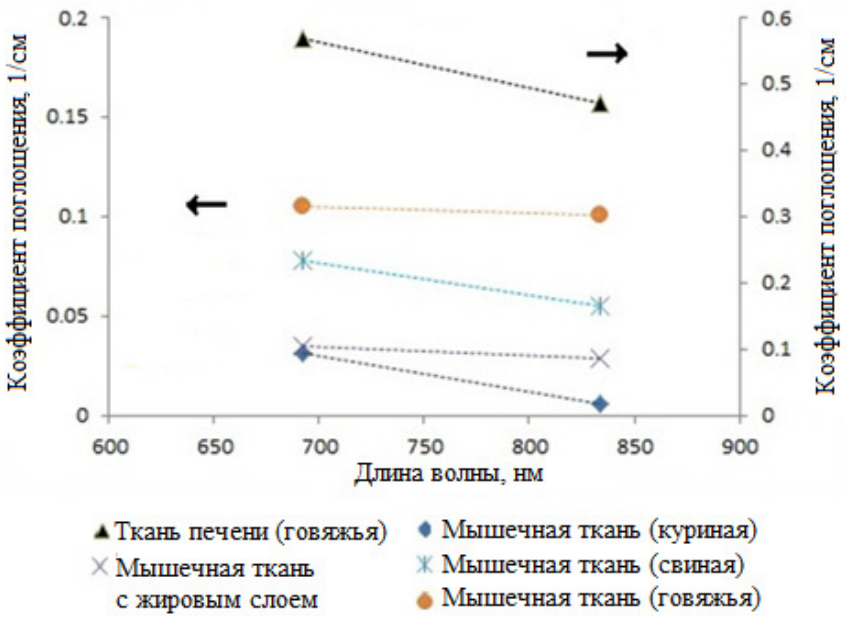

Рис. 3. Измеренные *in vitro* значения коэффициента поглощения

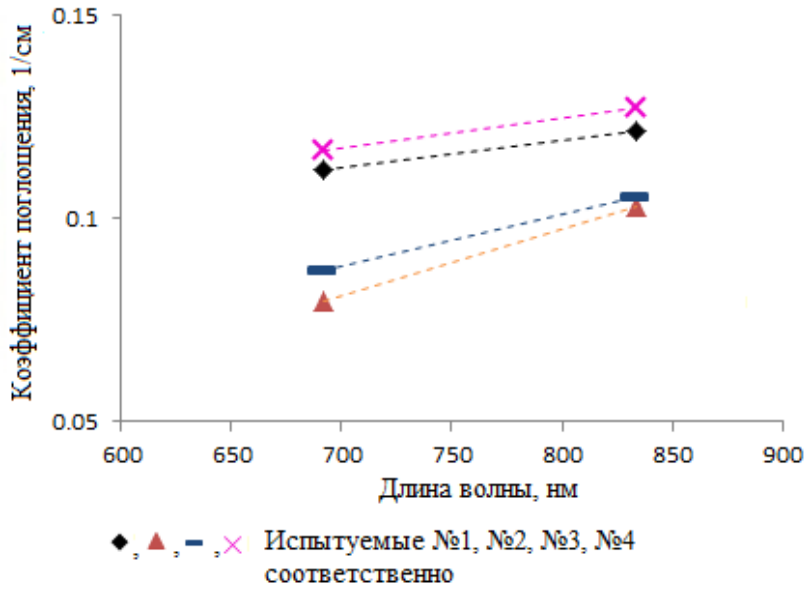

Рис. 4. Измеренные *in vivo* значения коэффициента поглощения

Все исследованные *in vitro* и *in vivo* образцы биологических тканей демонстрируют уменьшение значений транспортного коэффициента рассеяния μ_s' с увеличением длины волны λ зондирующего излучения (рис. 5, 6), что согласуется с теоретическими и экспериментальными литературными данными [2,3]. Чем меньше эффективный размер рассеивающих частиц, тем выше наклон характеристики $\mu_s'(\lambda)$, что наблюдается у ткани печени (рис. 5). Она характеризуются высоким содержанием митохондрий в гепатоцитах и таких внутриклеточных включений, как гликоген. Это находит отражение в крутом наклоне характеристики по сравнению с мышечной тканью.

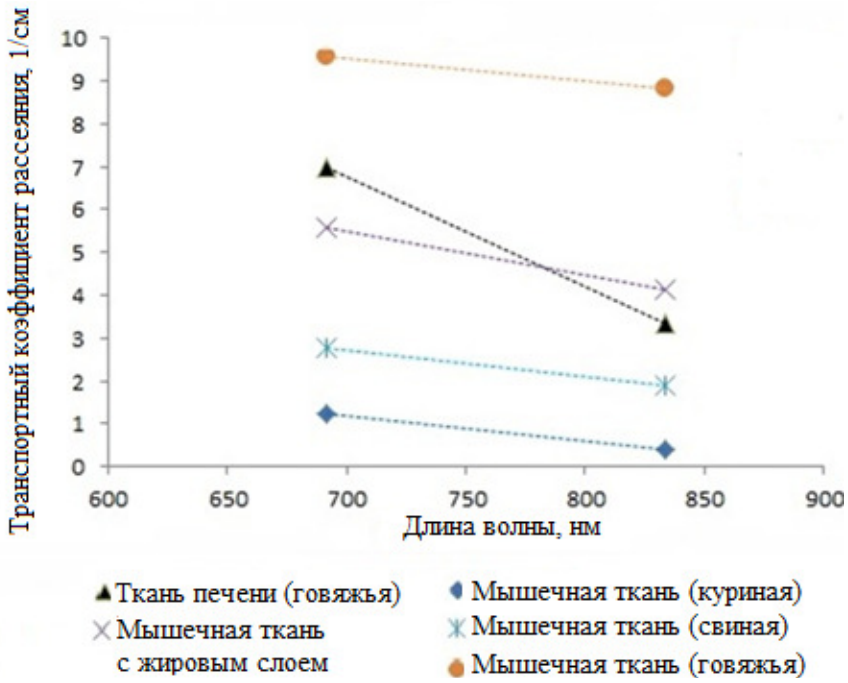

Рис. 5. Измеренные *in vitro* значения транспортного коэффициента рассеяния

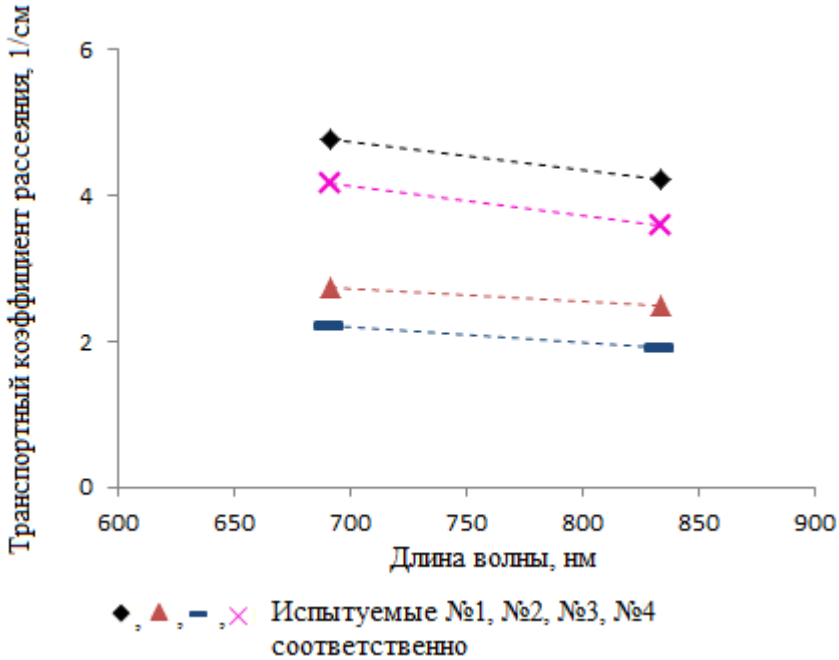

Рис. 6. Измеренные *in vivo* значения транспортного коэффициента рассеяния

Выводы

Полученные результаты позволяют сделать вывод о возможности оценки с помощью спектрофотометрии не только концентраций основных хромофоров, но и структуры биотканей. Работа с транспортным коэффициентом рассеяния μ_s' для решения

обратных задач в спектрофотометрии биотканей требует дополнительных экспериментальных и теоретических исследований. Результаты подобных исследований найдут практическое применение в функциональной диагностике (например, при отеках различной этиологии), в эндоскопии для выявления дисплазии клеток слизистых оболочек, определения предраковых состояний и рака на ранней стадии, в фармакологии для контроля качества препаратов (например, липозина), в пищевой промышленности для контроля качества мясо-молочной продукции.

Список литературы

1. Wolf M., Ferrari M., Quaresima V. Progress of near-infrared spectroscopy and topography for brain and muscle clinical applications // Journal of Biomedical Optics. 2007. Vol. 12. Issue 6. P. 062104-1-14. DOI: 10.1117/1.2804899.
2. Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т. 1. М.: Физматлит, 2007. 560 с.
3. Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т. 2. М.: Физматлит, 2007. 368 с.
4. Медицинская энциклопедия. Режим доступа: http://www.medical-enc.ru/ (дата обращения 16.04.2014).
5. Производитель биомедицинских приборов. Режим доступа: http://www.iss.com/index.html (дата обращения 16.04.2014).