

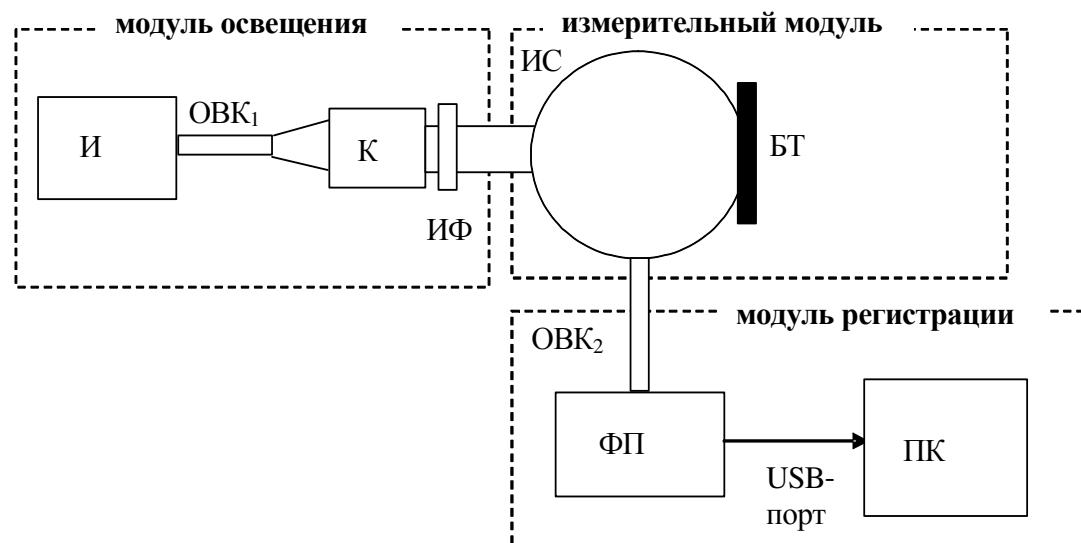
**АППАРАТУРНЫЙ
СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧЕСКИЙ
КОМПЛЕКС ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ
ХАРАКТЕРИСТИК ИЗЛУЧЕНИЯ,
РАССЕЯННОГО БИОЛОГИЧЕСКИМИ
ТКАНЯМИ И ГУМОРАЛЬНЫМИ
СРЕДАМИ**

**Барун В. В., Дик В. П., Иванов А. П.
(Беларусь, Минск, Институт физики НАН
Беларуси)**

Спектральные оптические методы прочно вошли в практику определения компонентного состава, структурных и оптических характеристик различных сред. Однако применение этих методов для неинвазивной (неразрушающей) диагностики биологических тканей не столь широко. Одна из причин связана с отсутствием промышленно выпускаемых технических средств, предназначенных для измерения характеристик света, рассеянного биотканями в условиях *in vivo*. Другая причина заключается в том, что известные и стандартные спектроскопические методики измерения и обработки данных основаны на использовании закона Бугера – Ламберта – Бера и поэтому применимы лишь для прозрачных или слабо рассеивающих свет сред. Биологические ткани являются сильно мутными объектами. Это существенно затрудняет выделение полезной информации из измеряемого оптического сигнала и требует создания специальных алгоритмов и компьютерных программ для решения обратной задачи. Цель данной работы – разработка компактной и легко транспортируемой системы, сочетающей удобство измерения в условиях *in vivo* различных спектральных характеристик рассеянного света биотканями, получение экспериментальных результатов в абсолютных единицах, позволяющих воспользоваться аналитическими методиками решения обратной задачи по восстановлению структурных и биофизических параметров среды.

Структура измерительной системы

Прибор укомплектован по модульному принципу. Это обеспечивает гибкость системы в эксплуатации, возможность ее простой сборки и разборки, малые габариты. При измерении различных характеристик рассеянного света используются взаимозаменяемые модули, часть которых произведена фирмой Ocean Optics, а другая разработана и изготовлена в Институте физики НАН Беларуси.

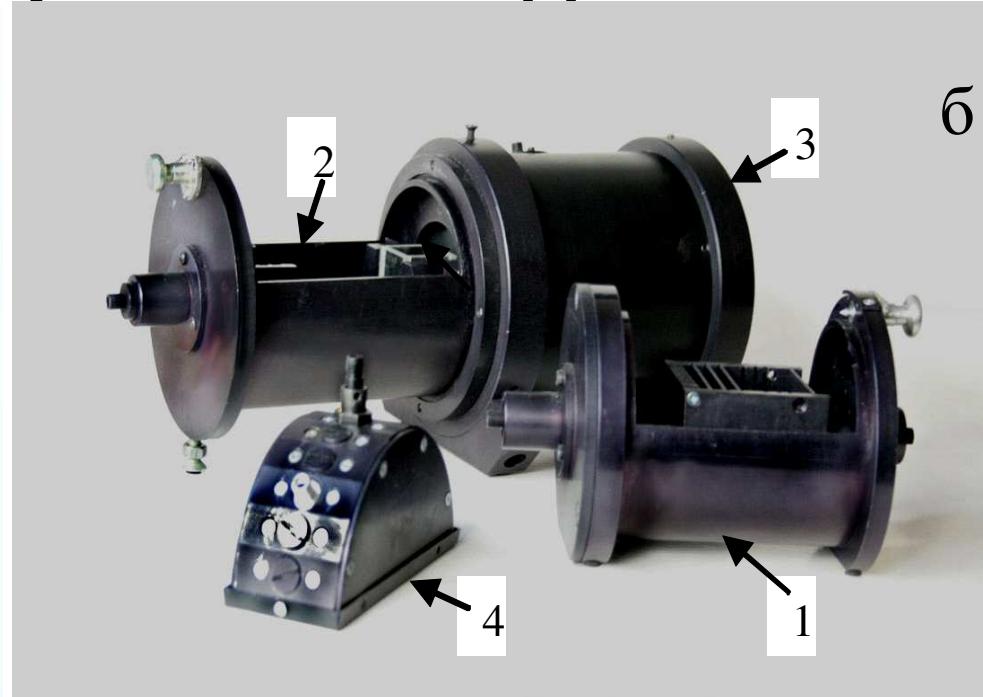
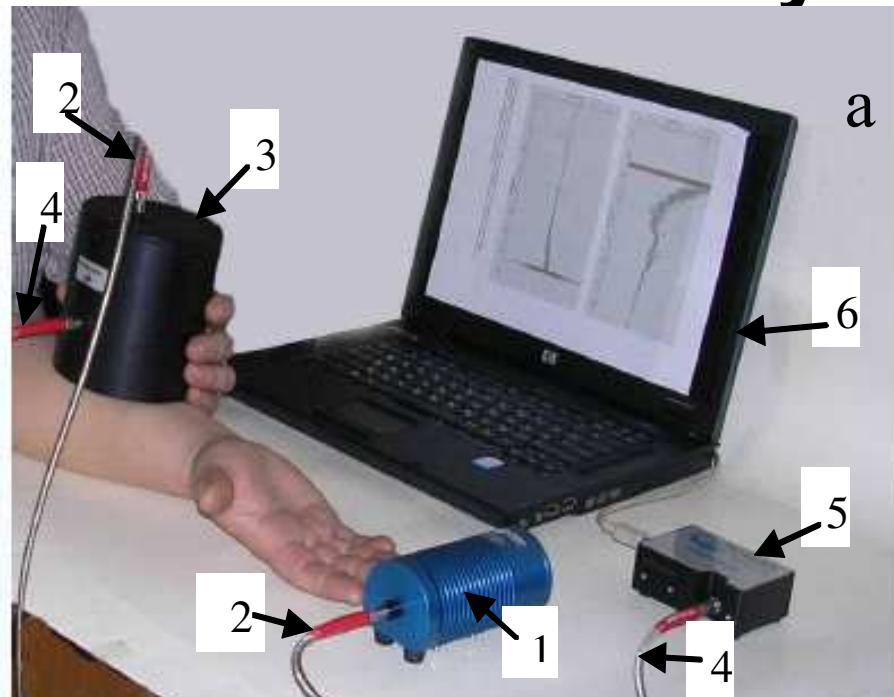


Структурная схема прибора (при использовании ИС): И – источник света; ОВК₁ – передающий оптоволоконный кабель; К – коллиматор; ИФ – интерференционный фильтр; ИС – интегрирующая сфера; БТ – образец биоткани или гуморальной жидкости; ОВК₂ – приемный оптоволоконный кабель; ФР – фоторегистрирующее устройство; ПК – персональный компьютер

Измеряемые спектральные характеристики

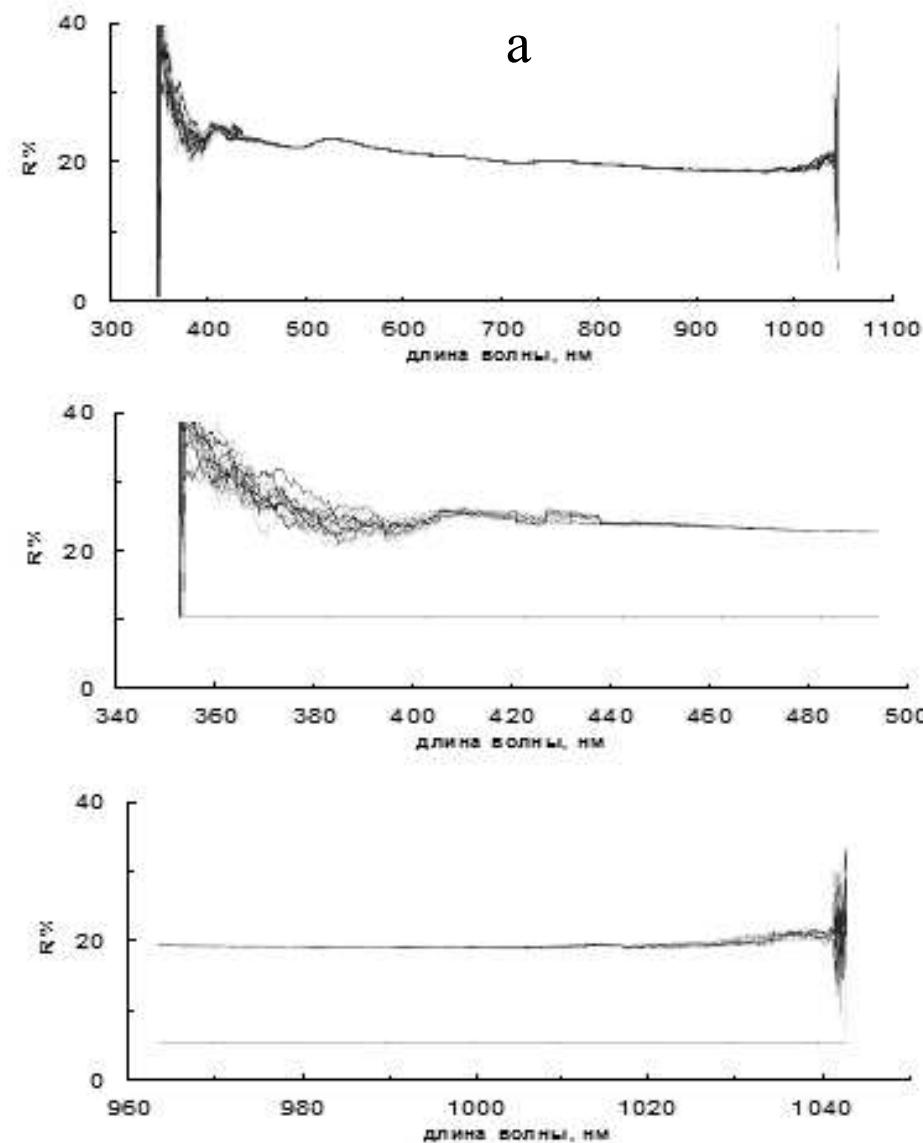
- Система может работать в следующих режимах измерений:
- 1. Коэффициенты диффузного отражения биообъектов, например, кожи или пробы гуморальной жидкости с использованием ИС. В первом случае к приемной апертуре интегрирующей сферы приставляется исследуемый образец. Во втором – кюветная камера с гуморальной жидкостью. Кювету с пробой устанавливают в посадочные места камеры.
- 2. Коэффициенты диффузного пропускания пробы гуморальной жидкости с использованием ИС и кюветной камеры для измерения многократно рассеянного света.
- 3. Коэффициенты направленного пропускания (показатели ослабления) пробы гуморальной жидкости в кювете для измерения интенсивности однократно рассеянного света.
- 4. Индикатрисы отражения света биообъектами с использованием гониометра. Гониометр своей приемной апертурой устанавливается на исследуемый образец.

Комплекс для измерения спектральных характеристик рассеянного света от кожи человека или гуморальной жидкости.



(а) Измерение коэффициента диффузного отражения от кожи: 1 – источник света. 2 – ОВК1, 3 – ИС, 4 – ОВК2, 5 – ФП, 6 – ПК. (б) Комплект приставок: 1 – кюветная камера для измерения коэффициента направленного пропускания света гуморальной жидкостью, 2 – кюветная камера для измерения коэффициентов диффузного отражения и пропускания гуморальной жидкости, 3 – ИС, 4 – блок измерения индикатрисы отражения биообъекта

Спектр отражения серого эталона при четырех реализациях и $t = 4$ с



Оценка погрешностей измерителя коэффициентов отражения

Шумы системы регистрации. Выбраны оптимальные условия: усредненный спектральный интервал 10 нм, что соответствует усреднению по 25 пикселам ПЗС-линейки; измерения при времени накопления не более 4 с и четырех реализациях. При этом в интервале 0.4 – 1 мкм погрешности, определяемые шумами, не более 1 %

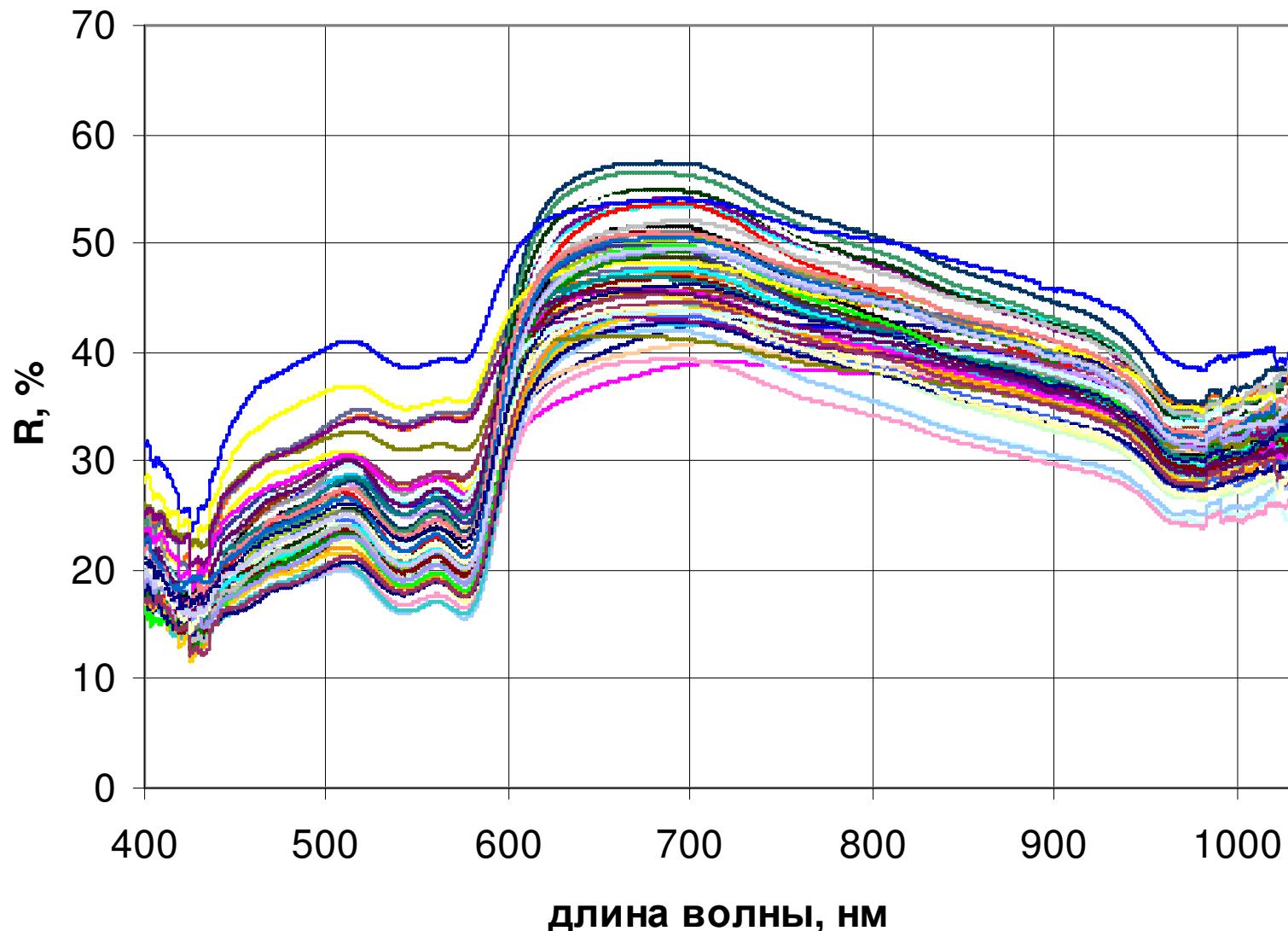
Влияние люминесценции и рассеяния света в спектрометре отсутствует.

Перепад между поверхностью интегрирующей сферы и биообъектом может уменьшить отражение на 1 – 3 %.

Учет фонового светового потока, попадающего на стенки фотометрического шара. Его доля по спектру изменяется от 0.017 до 0.03.

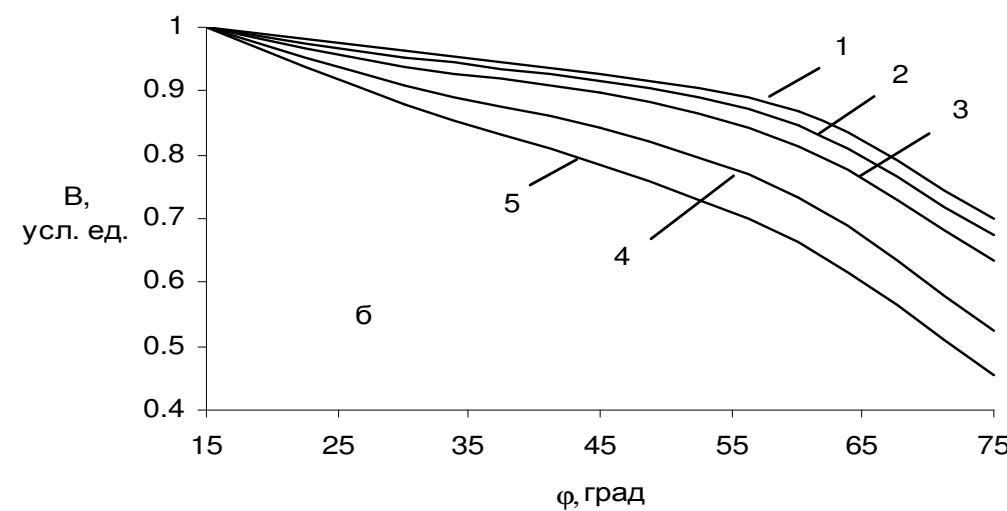
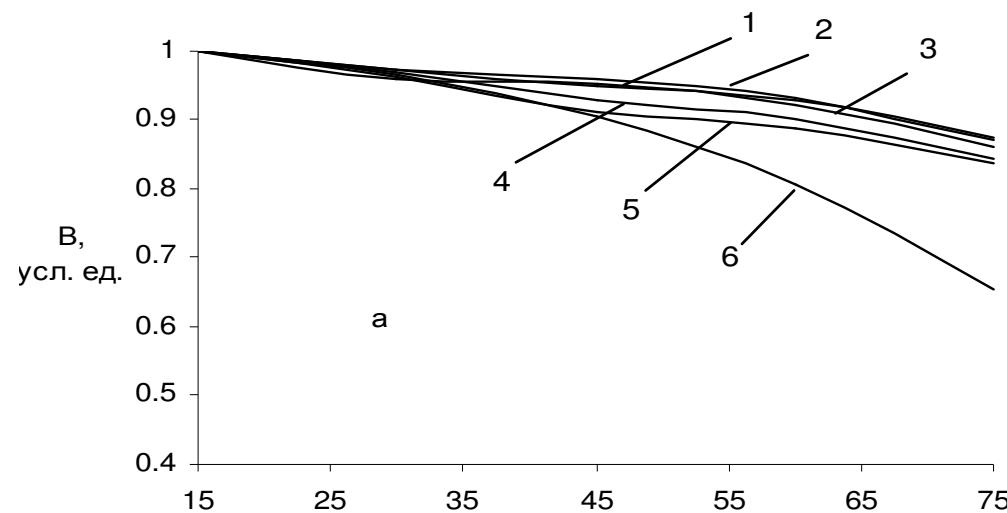
Влияние размытия осветительного пятна в объеме биоткани. Вследствие размытия света в боковых направлениях за пределы приемной апертуры необходимо при длинах волн 600, 700, 800 нм измеряемый коэффициент отражения умножать на 1.01, 1.07, 1.1.

Спектры коэффициента диффузного отражения света кожей разных людей



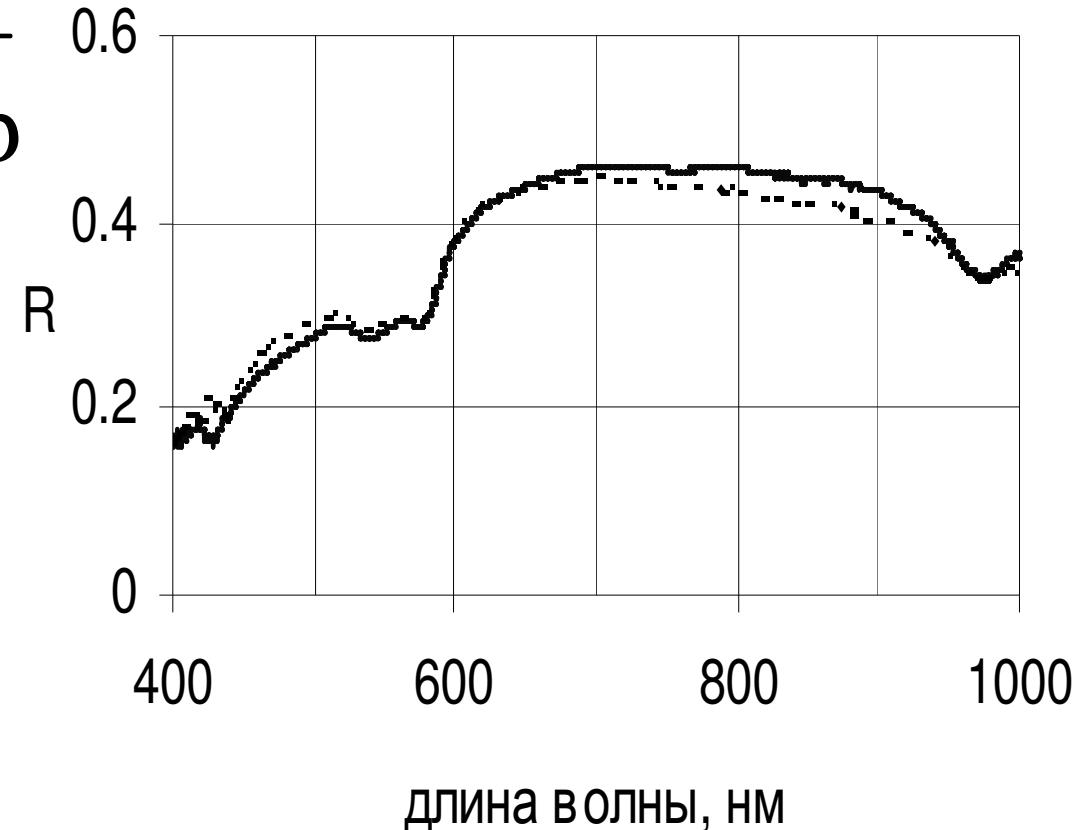
**Нормированные индикатрисы яркости света, отраженного от эталона
(*а*) и кожи человека (*б*) при $\lambda=900$ (кривые 1), 800 (2), 700 (3), 600 (4),**

500 нм (5), кривая 6 – расчет



**Спектр коэффициента диффузного отражения,
измеренный с помощью индикатрисометра
(сплошная кривая) и фотометрического шара
(пунктирная)**

$$R = \frac{F_o}{F_r} = \frac{\int_0^{\pi/2} I_o(\varphi) \sin \varphi d\varphi}{\int_0^{\pi/2} I_r(\varphi) \sin \varphi d\varphi}$$



Значения углов ϕ_{ri} и ϕ_{oi} (в градусах)

$$R = \frac{F_o}{F_r} = \frac{\int_0^{\pi/2} I_o(\phi) \sin \phi d\phi}{\int_0^{\pi/2} I_r(\phi) \sin \phi d\phi} \quad R = \frac{I(\phi_{oi}) \sin(\phi_{oi})}{I_r(\phi_{ri}) \sin(\phi_{ri})} \quad \phi_1 = 21 \quad \phi_2 = 71$$

Поверхность	$\lambda, \text{ нм}$				
	450	500	600	700	800
Эталон	$\Phi_{r1} = 21$ $\Phi_{r2} = 71$	21 71	21 71	21 71	21 71
Испытуемый 1	$\Phi_{o1} = 24$ $\Phi_{o2} = 75$	23 75	22 73	22 72	21 71
Испытуемый 2	23 73	23 73	22 72	21 71	20 70
Испытуемый 3	25 75	24 75	23 74	22 73	22 72
Испытуемый 4	25 75	25 75	25 74	23 73	22 73
Испытуемый 5	22 73	22 72	21 72	21 71	20 70

Заключение

- **На основании проведенных экспериментов** созданный комплекс позволил осуществить неинвазивную (неразрушающую) диагностику концентрации капилляров и степени оксигенации крови в дерме, концентрации меланина и толщины эпидермиса, а также определение степени оксигенации, гемоглобинного состава, размеров и степени агрегации эритроцитов в пробах крови [1]; выявить ряд патологий приповерхностных участков кожи и проб крови по отклонению измеренных структурных и биофизических параметров ткани и крови от нормальных значений [2]; оценить глубины проникновения света в ткань при светотерапии, включая лазерную; оценить температурный режим биоткани при лазерной гипертермии или криотермии поверхности кожи [3]. Прибор укомплектован по модульному принципу; его вес 7 – 8 кг (в зависимости от комплектации); имеет программное обеспечение и связь с портом USB персонального компьютера для передачи оцифрованных данных и их обработки.
- 1. Барун В. В., Иванов А. П., Кватернюк С. М., Петрук В. Г. Способ определения степени агрегации эритроцитов. Заявка на изобретение (ВУ) рег. № а 20100492 от 29.02.20102.
- 2. Барун В. В., Иванов А. П., Волотовская А. В., Улащик В. С. // Журн. прикл. спектр. – 2007. – Т.74. – С. 387 – 394.
- 3. Кулешова Д. В., Лощенов В. Б., Шевчик С. А., Барун В. В., Иванов А. П. // Мат. VI Межд. конф. «Лазерная физ. и оптич. технологии», под ред. Н.С.Казака, Гродно. – 2006. – Ч.2. – С. 184 – 186.