

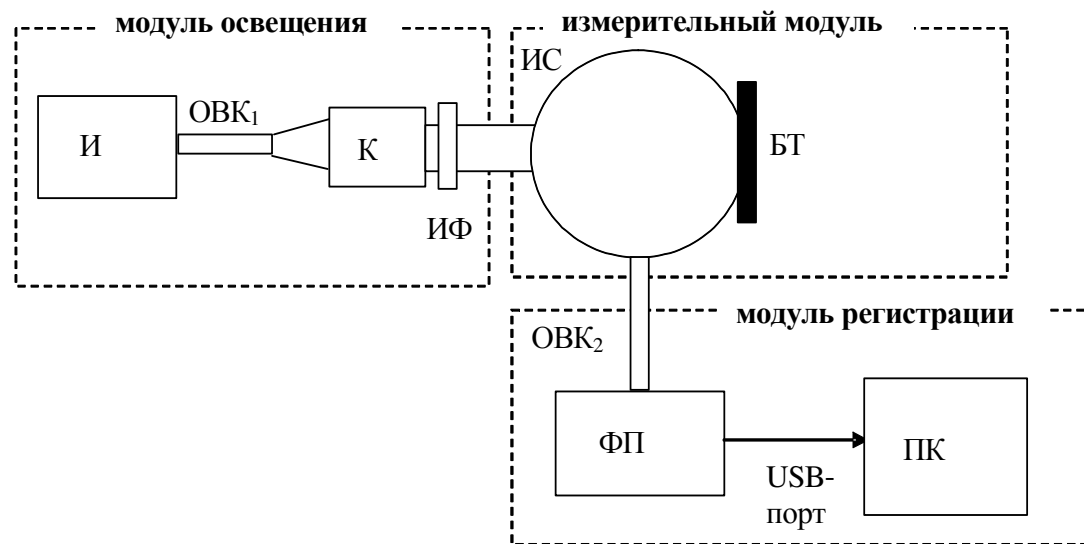
**АППАРАТУРНЫЙ
СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧЕСКИЙ
КОМПЛЕКС ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ
ХАРАКТЕРИСТИК ИЗЛУЧЕНИЯ,
РАССЕЯННОГО БИОЛОГИЧЕСКИМИ
ТКАНЯМИ И ГУМОРАЛЬНЫМИ
СРЕДАМИ**

**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.

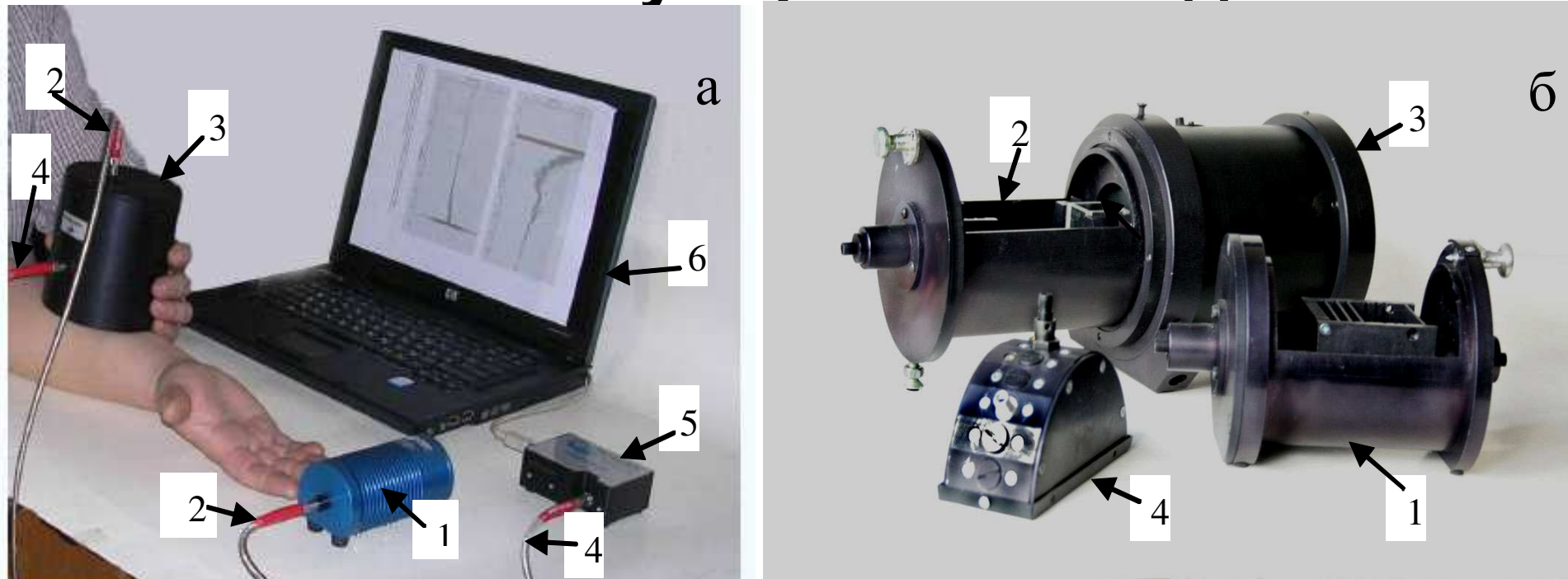


Структурная схема прибора (при использовании ИС): И – источник света; ОВК₁ – передающий оптоволоконный кабель; К – коллиматор; ИФ – интерференционный фильтр; ИС – интегрирующая сфера; БТ – образец биоткани или гуморальной жидкости; ОВК₂ – приемный оптоволоконный кабель; ФП – фоторегистрирующее устройство;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

Измеряемые спектральные характеристики

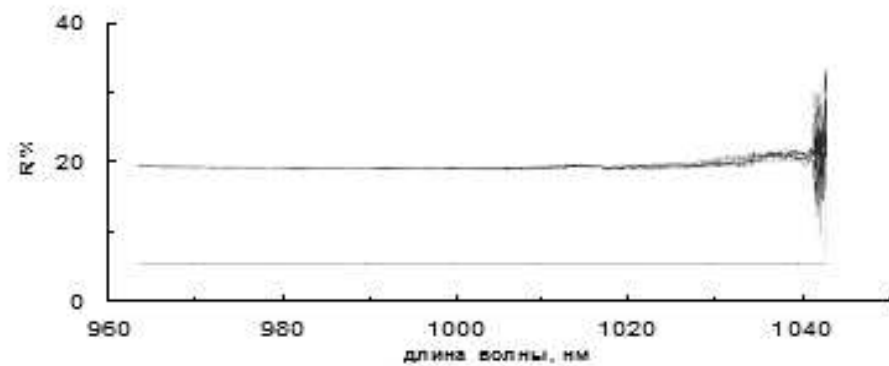
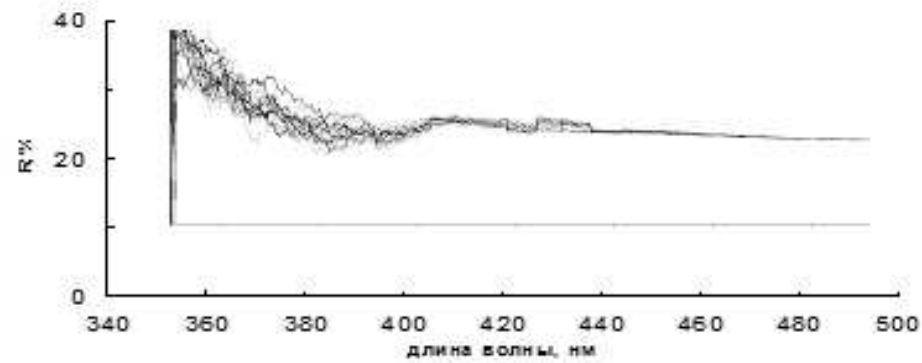
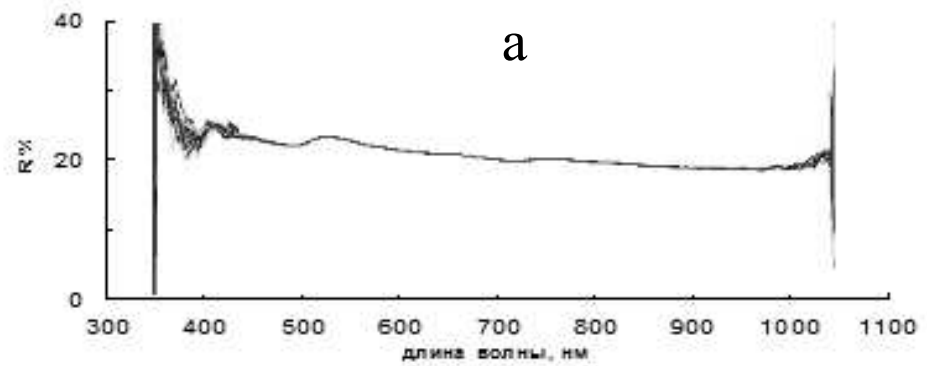
- Система может работать в следующих режимах измерений:
- 1. **Коэффициенты диффузного отражения биообъектов, например, кожи или пробы гуморальной жидкости** с использованием ИС. В первом случае к приемной апертуре интегрирующей сферы приставляется исследуемый образец. Во втором – кюветная камера с гуморальной 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 биобъекта

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 пикселям 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 %

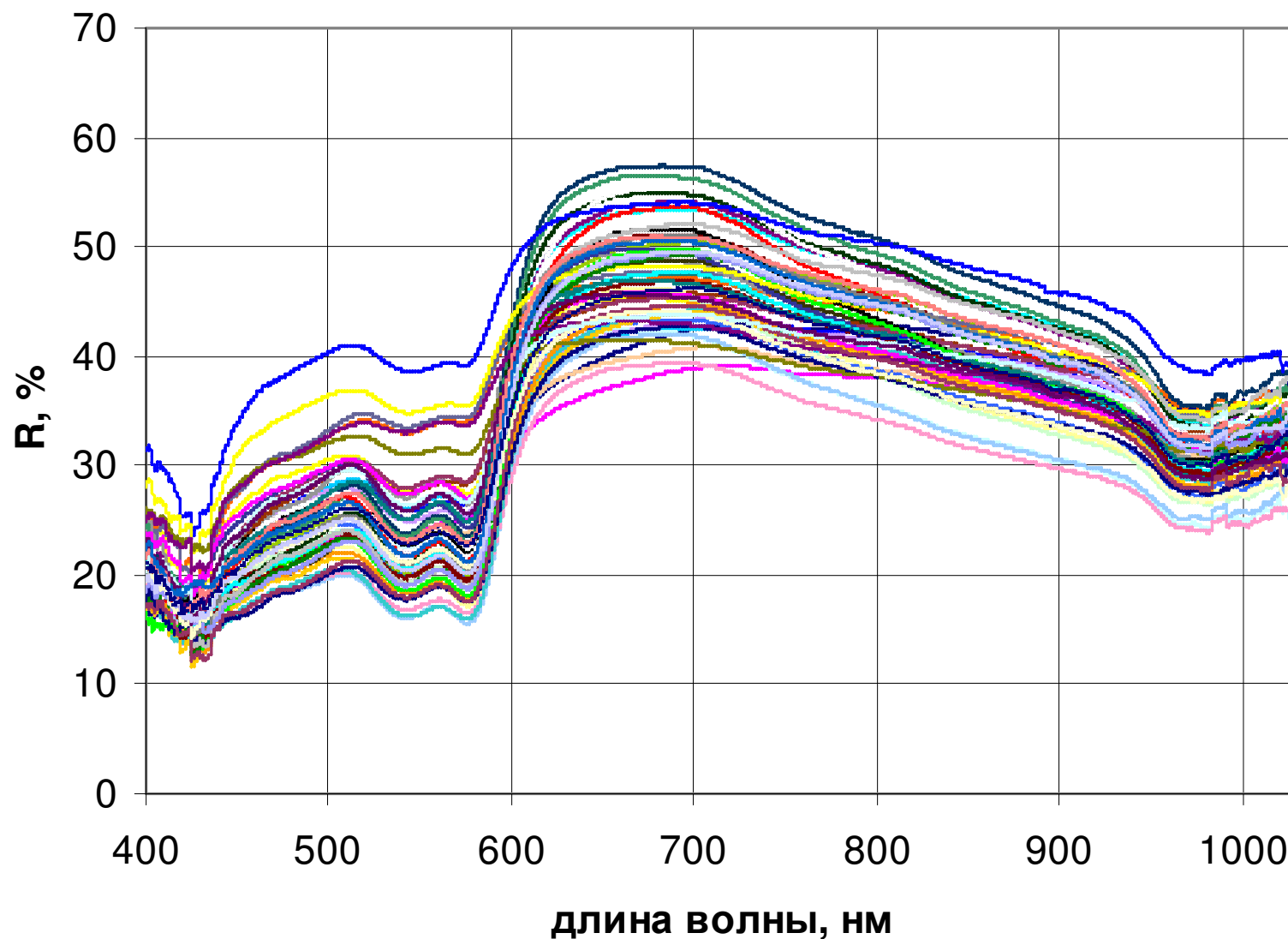
Влияние люминесценции и рассеяния света в спектрометре отсутствует.

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 от 0.017 до 0.03.

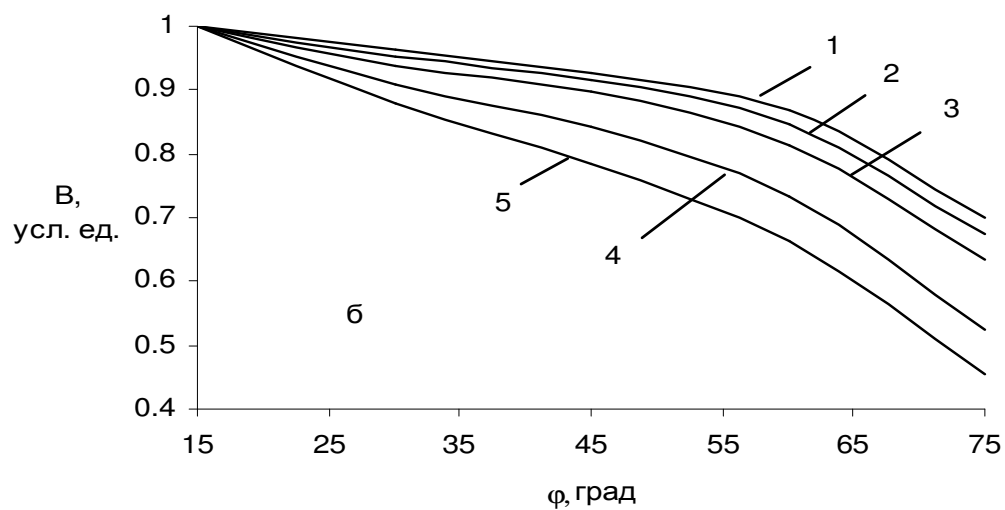
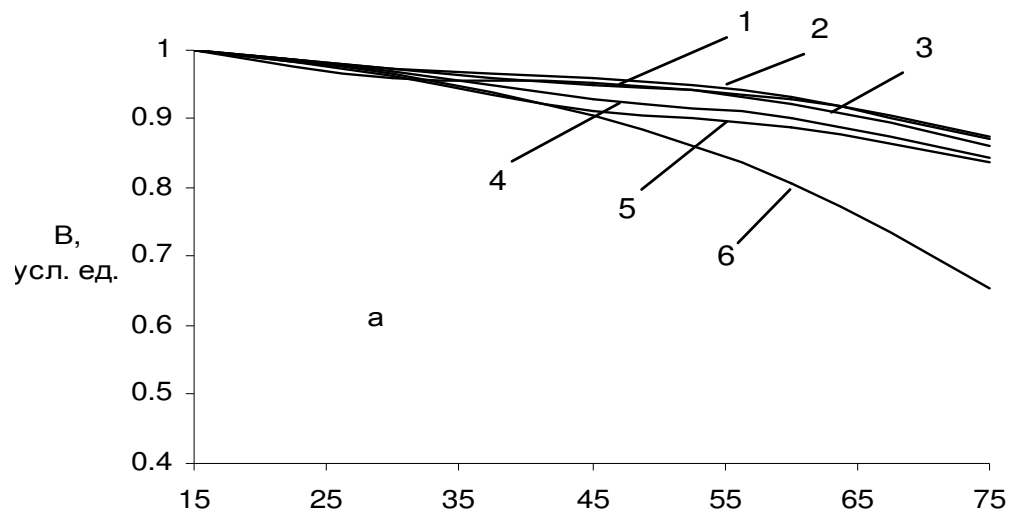
Влияние размытия осветительного пятна в объеме биоткани. Вследствие размытия света в боковых направлениях за пределы приемной апертуры необходимо при длинах волн 600, 700, 800 нм измеряемый коэффициент отражения умножать на 1.01, 1.07, 1.1.

Спектры коэффициента диффузного отражения света кожей разных людей



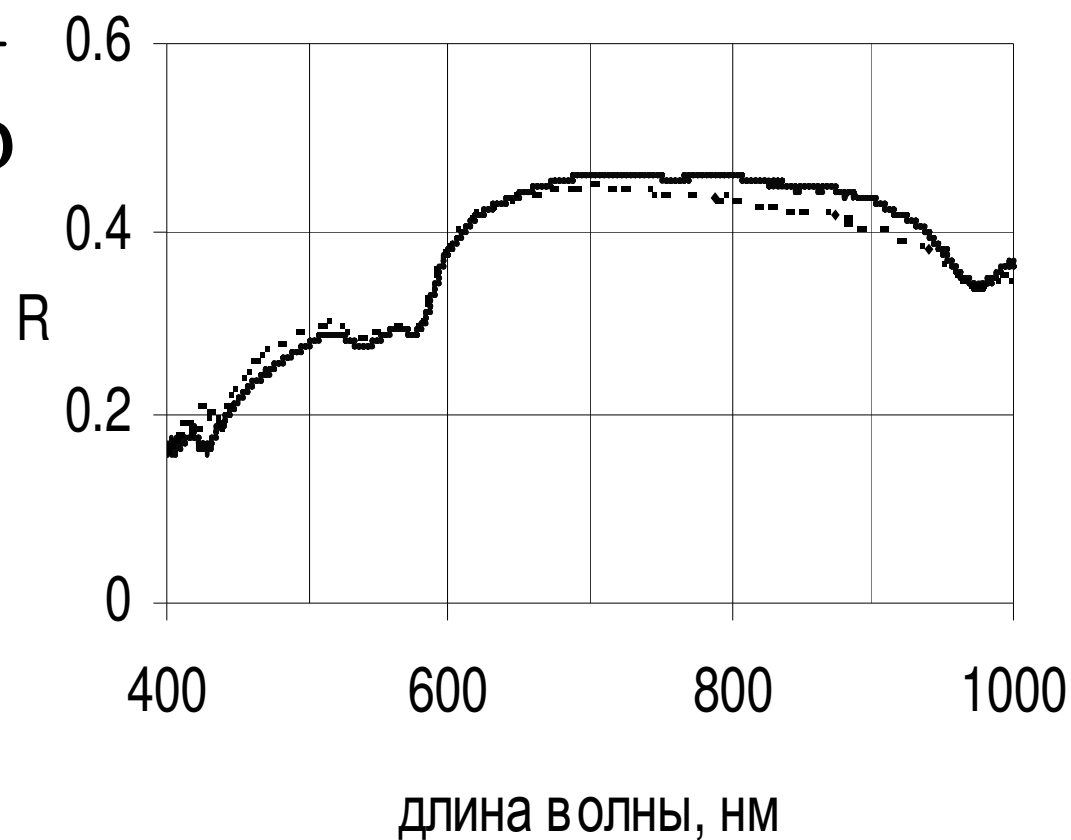
Нормированные индикатрисы яркости света, отраженного от эталона (а) и кожи человека (б) при $\lambda=900$ (кривые 1), 800 (2), 700 (3), 600 (4),

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)

$$R = \frac{F_o}{F_r} = \frac{\int_0^{\pi/2} I_o(\varphi) \sin \varphi d\varphi}{\int_0^{\pi/2} I_r(\varphi) \sin \varphi d\varphi} \quad R = \frac{I(\varphi_{oi}) \sin(\varphi_{oi})}{I_r(\varphi_{ri}) \sin(\varphi_{ri})} \quad \varphi_1 = 21 \quad \varphi_2 = 71$$

Поверхность	λ , нм				
	450	500	600	700	800
Эталон	$\varphi_{r1} = 21$ $\varphi_{r2} = 71$	21 71	21 71	21 71	21 71
Испытуемый 1	$\varphi_{o1} = 24$ $\varphi_{o2} = 75$	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.