

Новые возможности неинвазивной оптической диагностики структурных и биофизических параметров тканей и гуморальных сред

А.П. Иванов, В.В. Барун

*Институт физики им. Б.И.Степанова, пр. Независимости, 68, 220072 Минск,
Беларусь, ivanovar@dragon.bas-net.by*

Содержание доклада

1. Постановка задачи
2. Структура кожи и ее оптически активные компоненты
3. Три подхода к решению задачи
4. Основные теоретические положения
5. Поиск оптимальных длин волн измерения коэффициента отражения и методика определения характеристик кожного покрова
6. Точность определения характеристик кожного покрова
7. Экспериментальное определение характеристик кожного покрова
8. Сущность и результаты решения обратной задачи по измерению спектрального коэффициента яркости
9. Сущность и результаты решения обратной задачи по спектральной яркости света, отраженного вне зоны падающего света

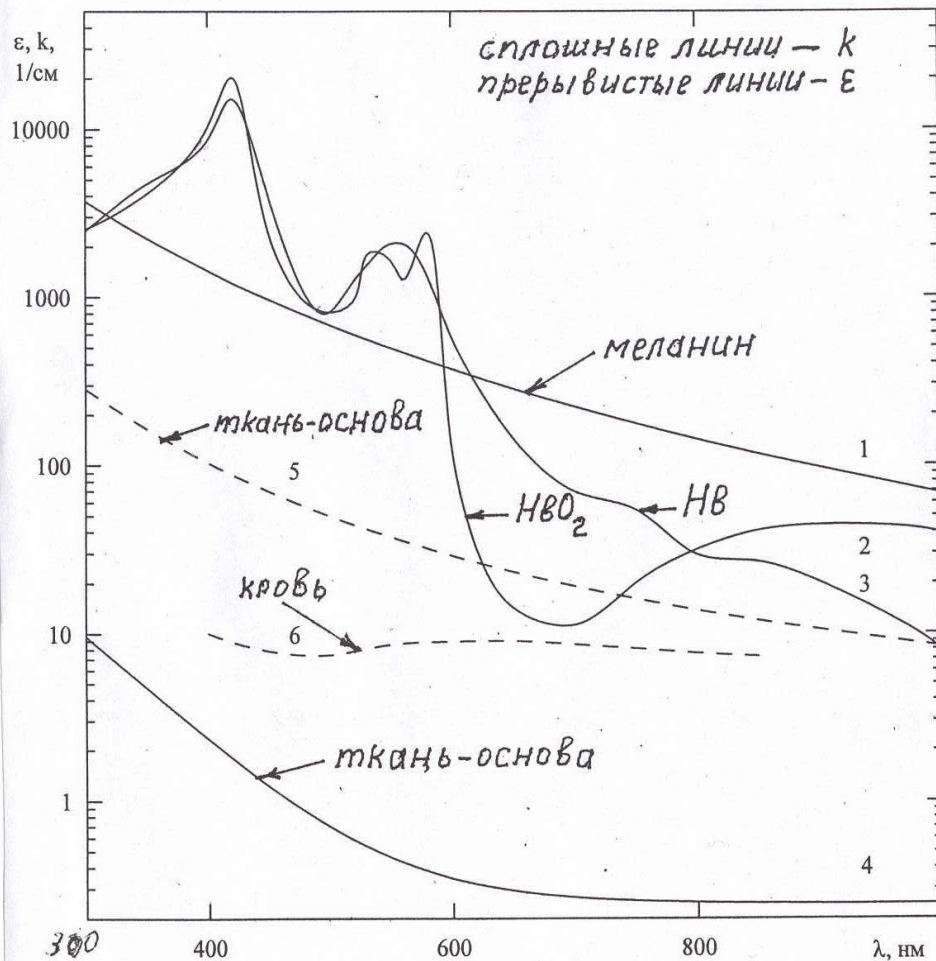
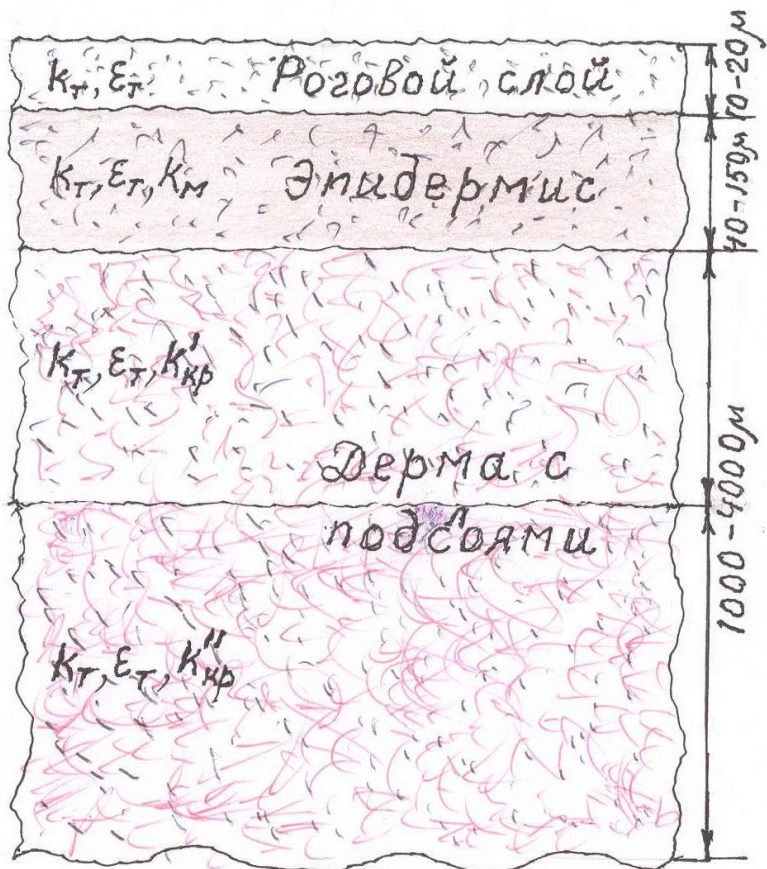
Требования к решению обратной задачи переноса света в коже

Знание структуры кожного покрова

Знание спектральных свойств оптически активных компонент кожи

Теория взаимосвязи между отражательной способностью кожи и ее структурой и оптическими компонентами среды (а, следовательно, **объемной концентрацией крови, степенью оксигенации, средним диаметром кровеносных капилляров, концентрацией меланина в эпидермисе, толщиной эпидермиса**)

Структура кожи и ее оптические характеристики



Три подхода к решению обратной задачи: определения структуры и состава кожи

1. По спектральному коэффициенту отражения.
2. По спектральному коэффициенту яркости с разделением однократно и многократно отраженного света.
3. По спектральной яркости отраженного излучения вне зоны падающего света.

Основные теоретические положения первого и второго подходов

Использовано малоугловое и асимптотическое приближения теории переноса с учетом многократного переотражения света между слоями для определения коэффициента отражения многослойного кожного покрова. [*А. П. Иванов, В. В. Барун // Оптика и спектр. 2008. Т. 104. № 2. С. 344 - 351*]

Исходные положения:

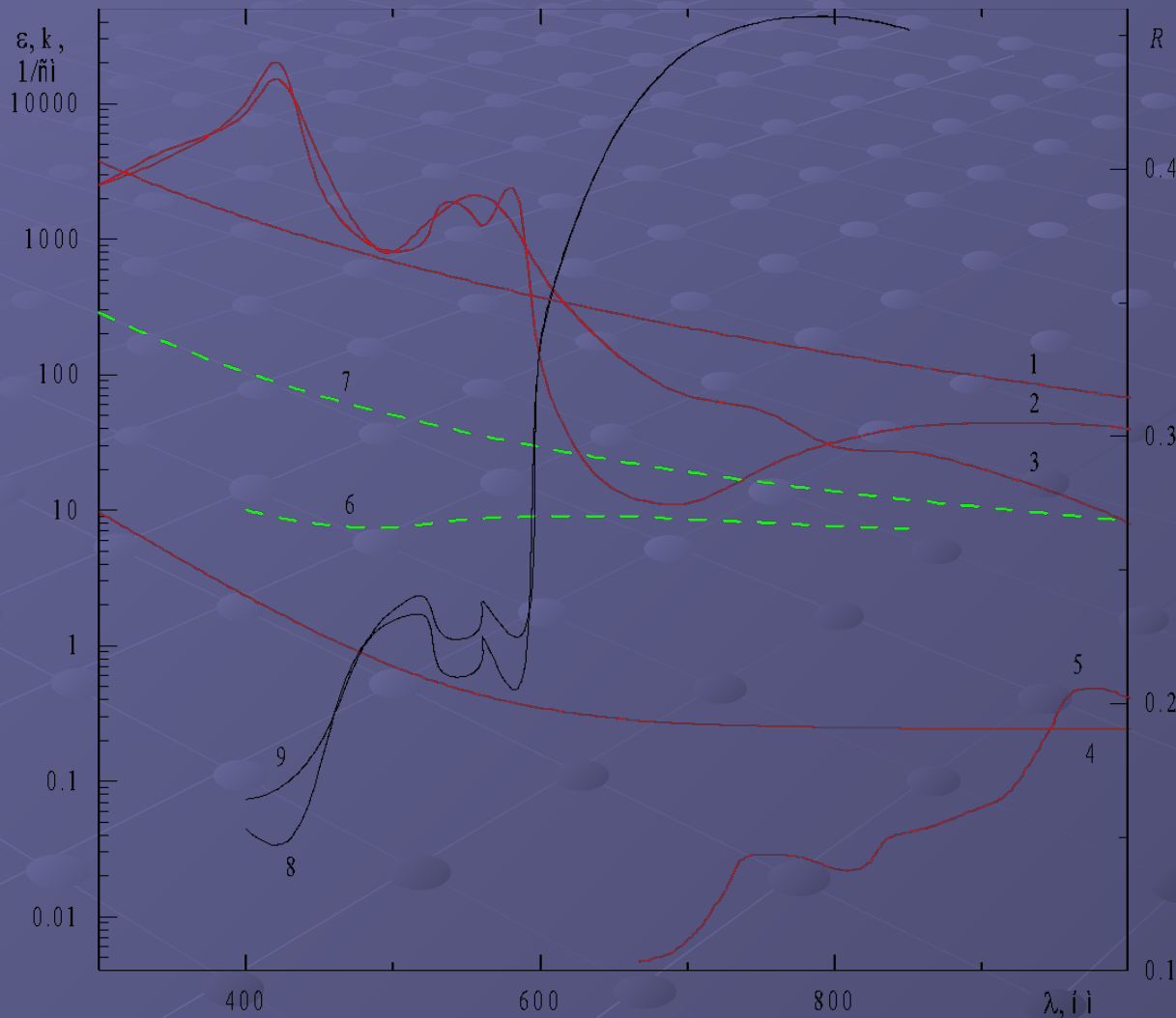
1. Рассматривается трехслойная среда (роговой слой, эпидермис, дерма).
2. Роговой слой: толщина 20 мкм; показатель преломления 1,5; показатели поглощения и рассеяния определяются только тканью – основой; коэффициент отражения границы раздела воздух - роговой слой снаружи 0,04, изнутри 0,2.

Полагаем, что теория точно описывает перенос света в ткани и, поэтому, для конкретных параметров среды расчетные и экспериментальные значения коэффициента отражения (яркости) совпадают.

Речь идет об определении объемной концентрации кровеносных сосудов, степени оксигенации, среднего диаметра капилляров, концентрации меланина в эпидермисе, толщины эпидермиса по спектральным коэффициентам отражения или яркости.

$$R = r + \frac{(1-r)(1-r^*)R_{123}}{1-r^*R_{123}^*}$$

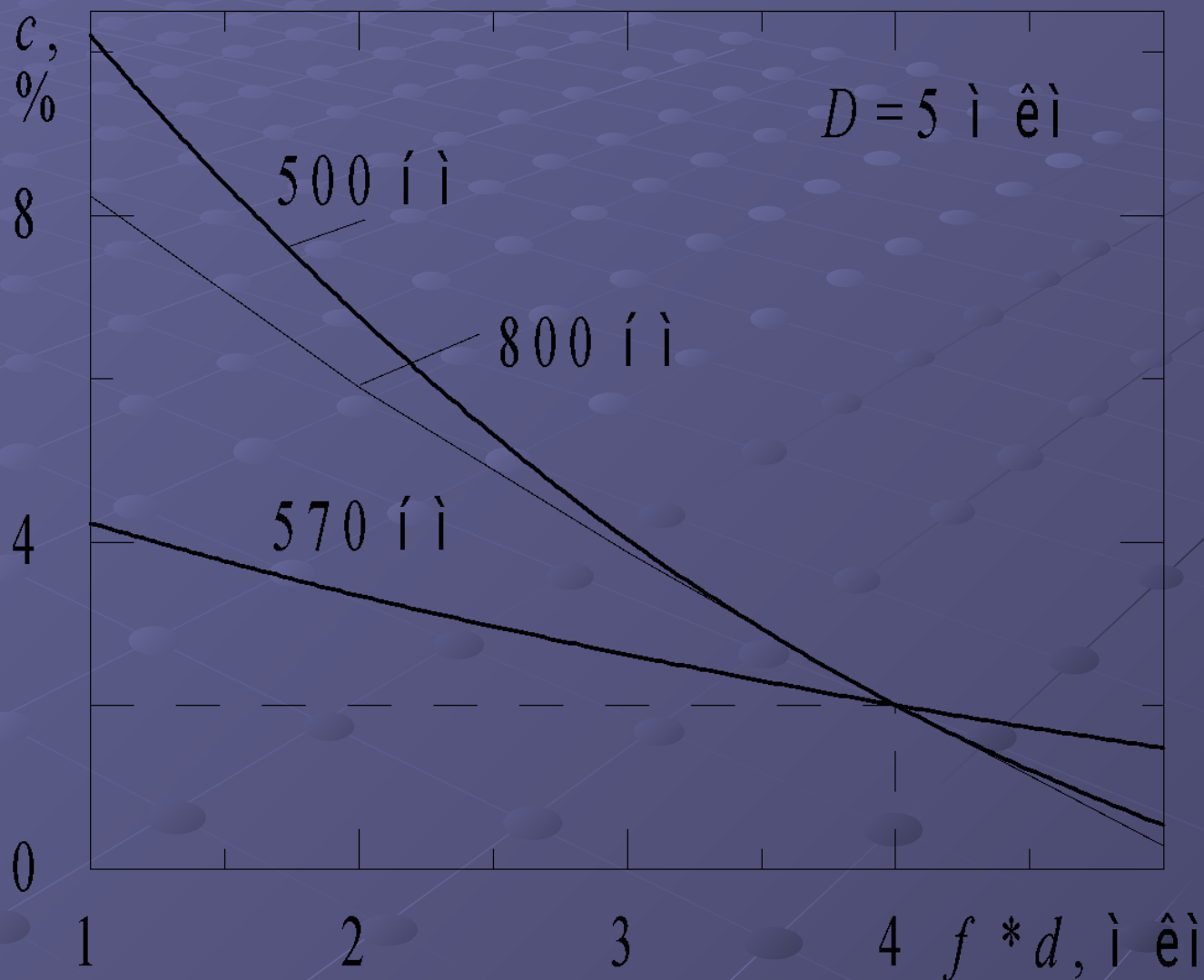
Спектр коэффициента отражения кожи R , по которому восстанавливаются ее характеристики



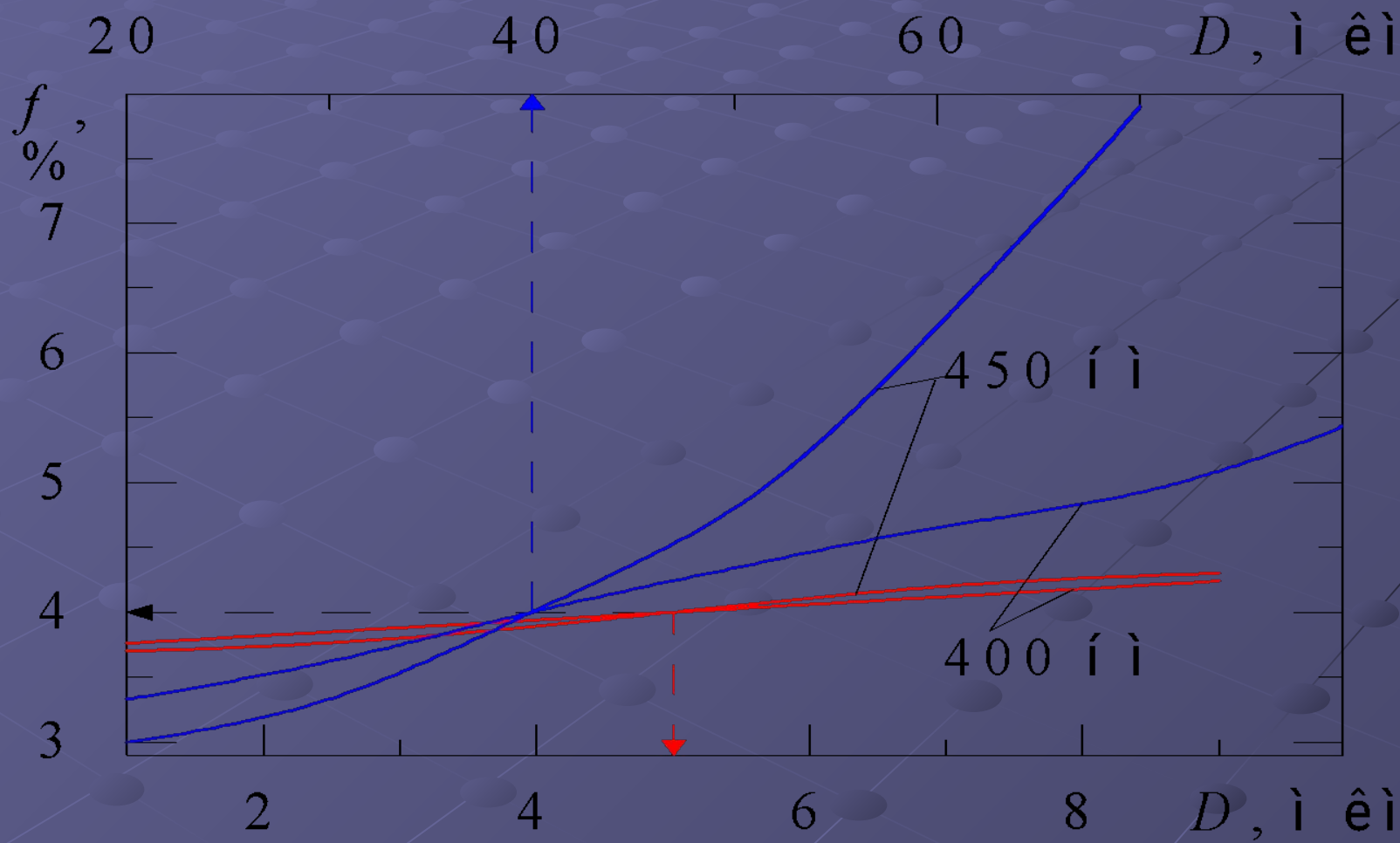
$R(\lambda)$ тестового образца с
объемной концентрацией
меланина $f = 0.04$,
концентрацией кровенос-
ных капилляров $c = 0.02$,
толщиной эпидермиса $d =$
 100 мкм,
диаметром капилляра $D = 5$
(кривая 8) или 40 мкм
(кривая 9)
степенью оксигенации $S =$
 0.75 .

*Из рисунка видно, что D
можно определять только
в области $400 - 580$ мкм.
Согласно расчетам, в
области $500 - 800$ мкм R
практически определяется
только произведением $f \cdot d$,
а не значениями f и d по
отдельности.*

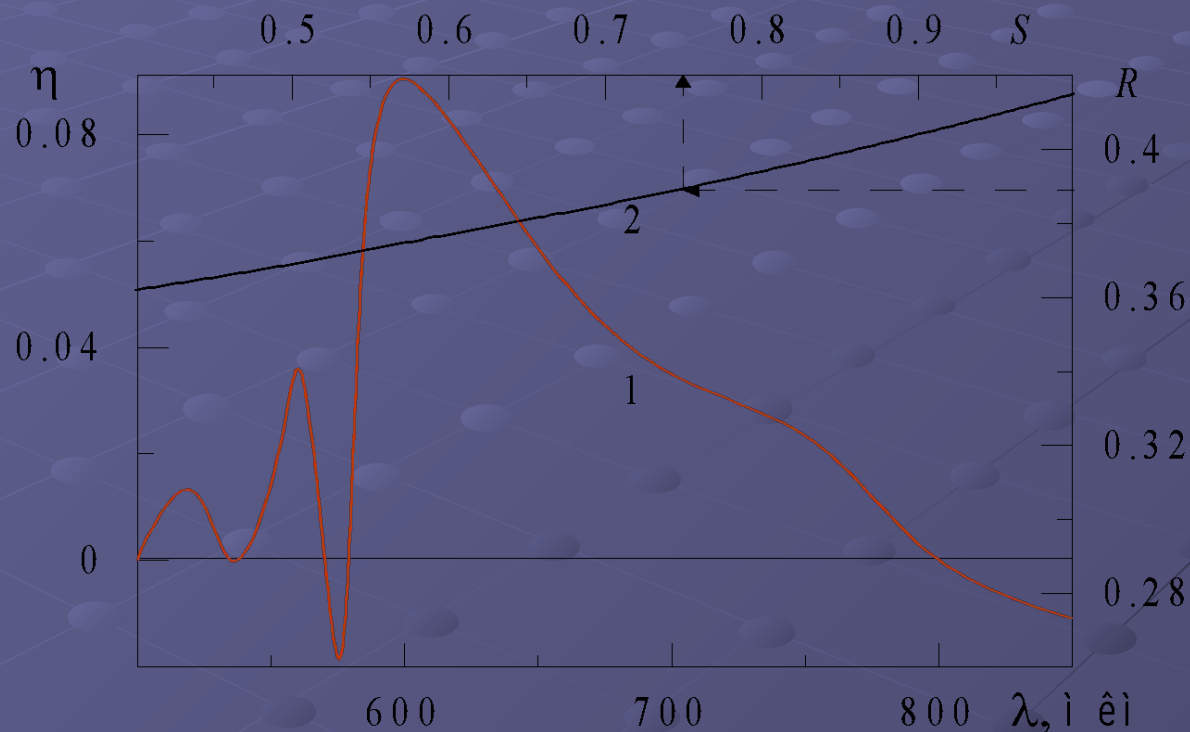
Пары значений c и fd , обеспечивающие измеренный коэффициент отражения на изосбестических длинах волн 500, 570 и 800 нм (графическое решение трансцендентных уравнений)



Пары значений f и D , обеспечивающие измеренный коэффициент отражения на длинах волн 400 и 450 нм для мелких (красные кривые) и крупных капилляров (синие, верхняя шкала абсцисс) (графическое решение системы двух трансцендентных уравнений при найденных значениях c и fd)



Спектр чувствительности ($\eta = dR/dS$) коэффициента диффузного отражения к степени оксигенации крови (кривая 1) и зависимость R от S (2, правая шкала ординат, верхняя шкала абсцисс)



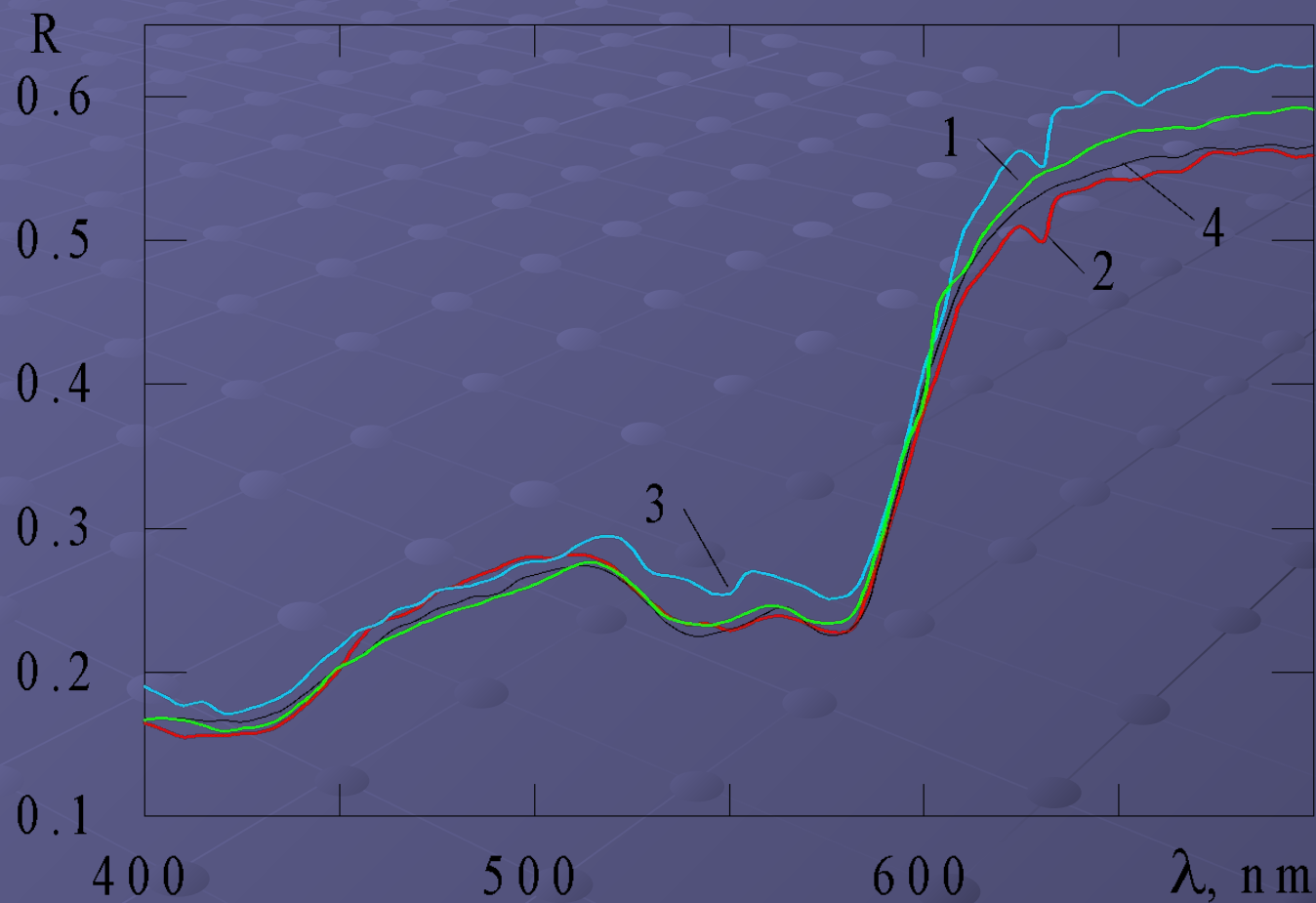
Таким образом, по измеренным R на длинах волн 400, 450, 500, 570, 600, 800 нм по предложенной методике определены $C = 0,02$; $f = 0,04$; $S = 0,75$; $D = 40$ (5) мкм

Расчетная относительная погрешность (%) определения структурных и биофизических параметров кожного покрова

Исходная среда: $c = 2 \%$, $f = 4 \%$, $d = 100 \text{ мкм}$, $S = 75 \%$

Относительная погрешность коэффициента диффузного отражения	c	$f*d$	f	d	S
		$\lambda = 500 \text{ и } 570 \text{ нм}$		Дополнительно $\lambda = 400 \text{ или } 450 \text{ нм}$	Дополнительно $\lambda = 400 \text{ или } 450 \text{ нм}$
$\pm 1 \%$	$\pm 10\%$	$-4\%, +8\%$	$\pm 10\%$	$\pm 10\%$	$-4\%, +8\%$ (600 нм) $-10\%, +8\%$ (650 нм)
$\pm 2\%$	$-13\%, +18\%$	$\pm 10\%$	$\pm 20\%$	$\pm 20\%$	$-10\%, +20\%$ (600 нм) $-10\%, +18\%$ (650 нм)

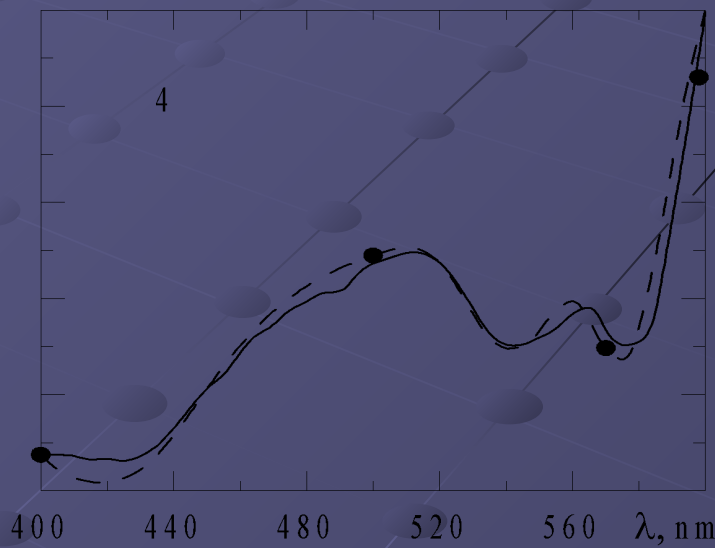
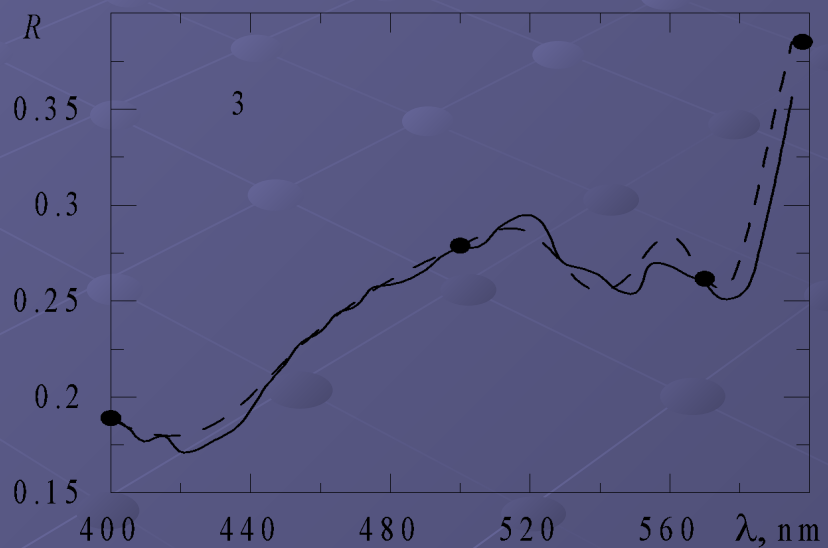
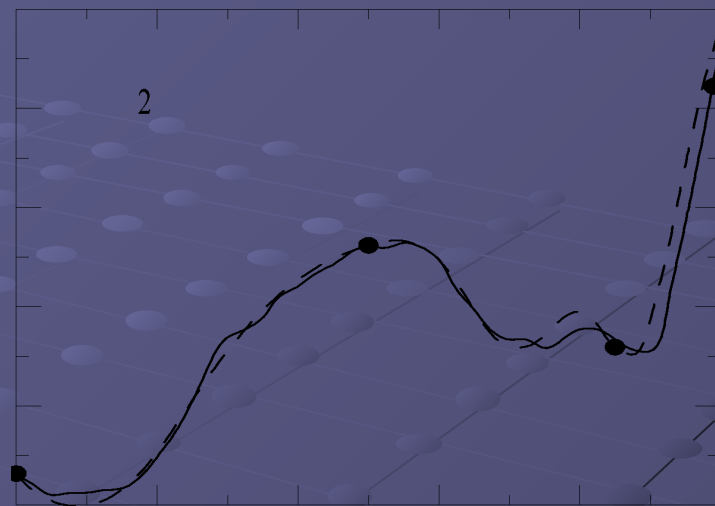
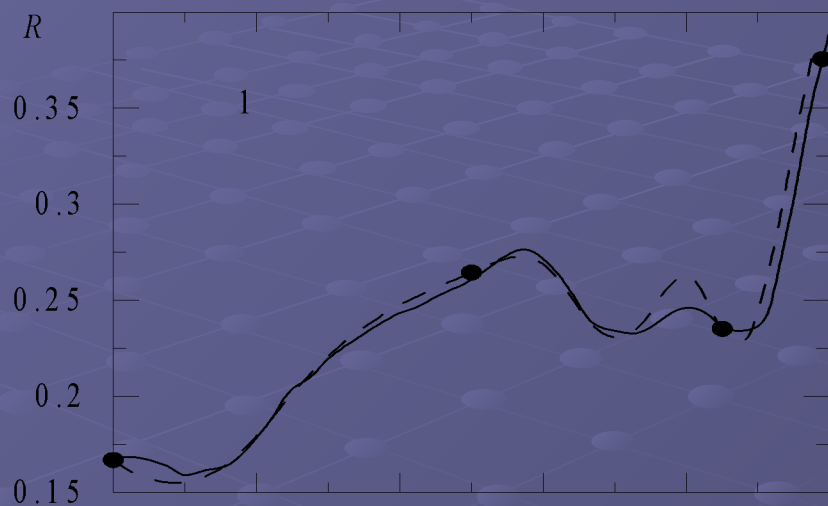
Спектральные коэффициенты отражения кожи пальцев четырех пациентов



Экспериментальные значения структурных и биофизических параметров кожного покрова четырех испытуемых

Испытуемый	c , %	$f*d$, МКМ	f , %	d , МКМ	S (600 нм), %
1	2.1	4.4	4.8 (400 нм) 3.2 (450 нм)	92 135	0.91 (400 нм) 0.94 (450 нм)
2	2.8	3.3	5.7 (400 нм) 8.2 (450 нм)	58 40	0.63 (400 нм) 0.63 (450 нм)
3	1.7	4	3.8 (400 нм) 2.8 (450 нм)	105 143	0.94 (400 нм) 0.94 (450 нм)
4	2.6	3.75	4.8 (400 нм) 4 (450 нм)	78 94	0.86 (400 нм) 0.87 (450 нм)

Измеренные и восстановленные по определенным параметрам кожные спектры отражения



Определение структуры и состава кожи по спектральному коэффициенту яркости с разделением однократно и многократно отраженного света

Однократно рассеянный отраженный свет приходит преимущественно с небольших оптических глубин слоя, а многократно рассеянный – с больших. Соответственно первый несет больше информации о свойствах эпидермиса, а второй – дермы. Этим можно воспользоваться для повышения чувствительности определения параметров кожи. Если осветить кожу направленным линейно поляризованным светом и измерять яркость отраженного излучения также в поляризованном свете, то, когда плоскости поляризатора и анализатора параллельны, то на приемник попадет полностью однократно рассеянный свет и почти половина многократно рассеянного. Когда указанные плоскости перпендикулярны, то приемник зафиксирует только оставшуюся часть многократно рассеянного света. Соответствующие яркости будут равны

$$V_{//} = V_0 + (0,5 + \alpha)V_M, \quad V_{\perp} = (0,5 - \alpha)V_M.$$

Здесь V_0 и V_M - яркости однократно и многократно отраженного излучения, α – поправочный коэффициент на частичную поляризацию многократно рассеянного излучения. Расчеты показывают, что при нормальном падении и наблюдении света величиной α по сравнению с 0,5 можно во многих случаях пренебречь. В такой ситуации, используя схему расчета, аналогичную первому подходу и измерение яркости в поляризованном свете, можно предложить эквивалентную, ранее рассмотренной, методику определения структуры и состава кожи

Формулы для яркости однократно и многократно отраженного света

Яркость однократно рассеянного назад света

$$B_{\pi} = \frac{E_0}{\pi} \left\{ r + (1-r)^2 \{ r_{sc} + (1-T_{sc})^2 [r_e + (1-T_e)^2 r_d] \} \right\},$$

где R_s – коэффициент отражения поверхности кожи, r_{sc} , r_e и r_d – коэффициенты яркости соответственно рогового слоя, эпидермиса и дермы, T_{sc} и T_e – коэффициенты пропускания рогового слоя и эпидермиса.

В малоугловом приближении ТПИ указанные коэффициенты яркости имеют вид

$$r = \frac{\Lambda(1-F)}{4(1-\Lambda F)} \{1 - \exp[-2\tau(1-\Lambda F)]\},$$

где оптические параметры каждого слоя берутся из модели кожи. Λ – вероятность выживания фотона, F – доля рассеянного назад потока, $\tau = \epsilon h$ – оптическая толщина, ϵ – показатель ослабления, h – геометрическая толщина.

Коэффициенты пропускания слоев

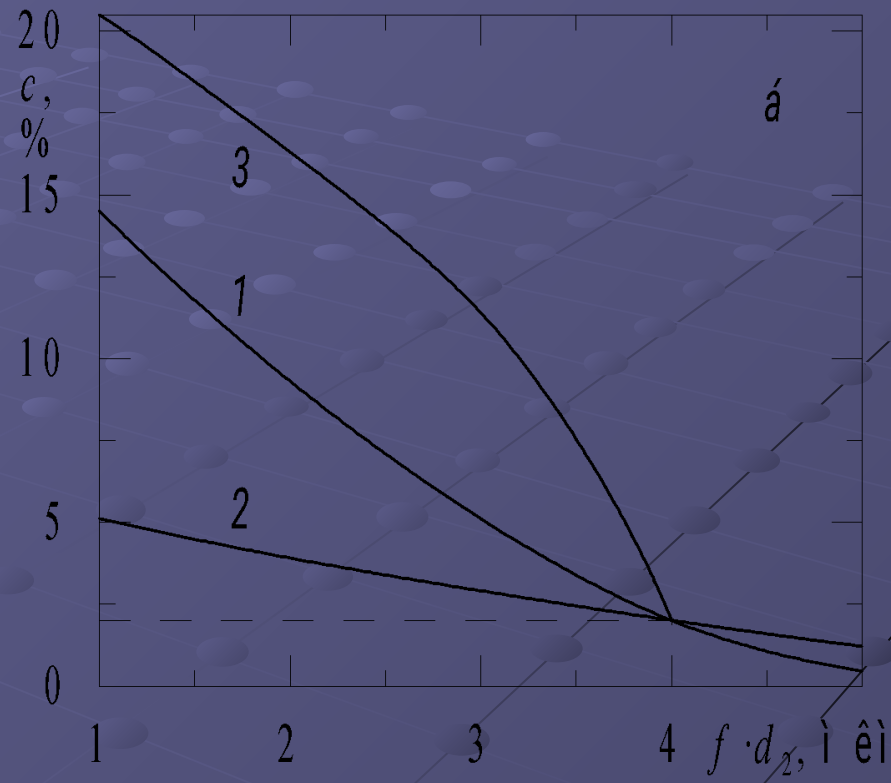
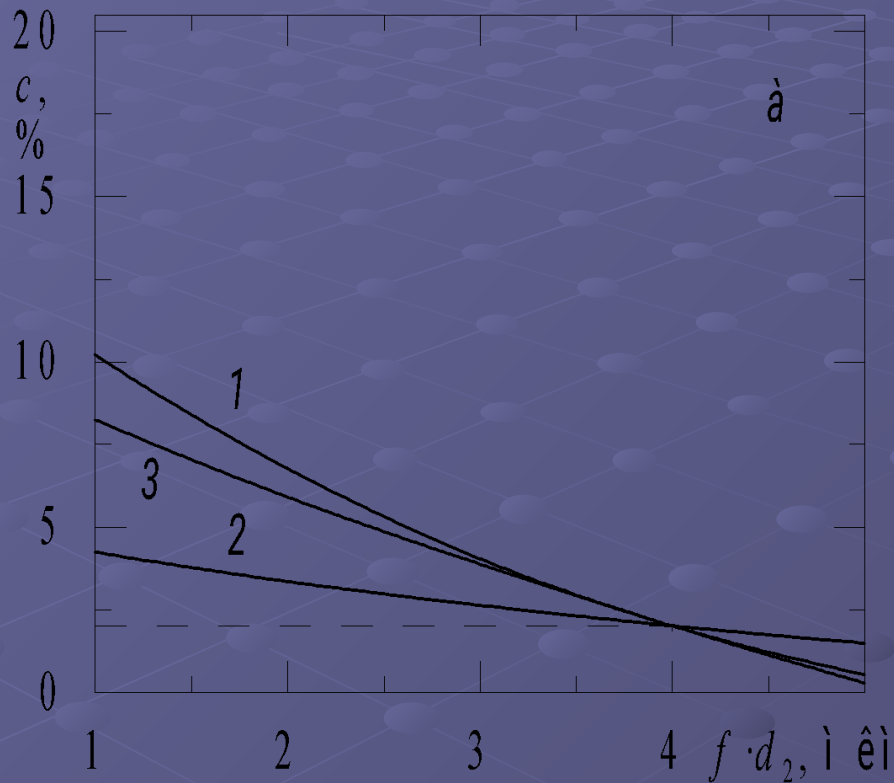
$$T = \exp[-\tau(1-\Lambda F)].$$

Яркость многократно рассеянного света

$$B_m = \frac{E_0 R_{sk}}{\pi} - B_{\pi},$$

где R_{sk} – коэффициент отражения кожи.

Сопоставление результатов по первому и второму подходам



Восстановление объемной концентрации капилляров c и произведения концентрации меланина f на толщину эпидермиса d_2 по спектрам коэффициентов диффузного отражения (а) и яркости многократно рассеянного света (б) на длинах волн 500 (1), 570 (2) и 800 нм (3).

Определение структуры и состава кожи по спектральной яркости света, отраженного вне зоны падающего света

Разнесение зон освещения и регистрации отраженного света всегда увеличивает чувствительность регистрации к малым изменениям поглощательной способности среды вследствие большого пути, проходимого лучом. Это можно использовать для определения структуры и состава кожи

При наличии базы между источником и приемником использовались :

1. Диффузионное приближение теории переноса излучения.
2. Многослойная среда заменена однородной с отражающей верхней границей. Однородная среда имеет оптические свойства дермы, а верхняя граница эквивалентна системе: эпидермис + роговой слой с ее коэффициентом отражения при диффузном освещении изнутри среды. Аналитическое решение уравнения диффузии для среды с верхней границей [Зеге Э. П., Иванов А. П., Кацев И. Л. Перенос изображения в рассеивающей среде. Минск. Наука и техника. 1985]. Такой подход позволил избежать применения численных или громоздких аналитических методов решения уравнения диффузии для многослойных сред.

Отношение отраженных сигналов для средних диаметров кровеносных капилляров 40 и 10 мкм при разных базах. $c = 2\%$, $f = 8\%$

База, мм.	0	1	2	3	4	5
$\Lambda = 450 \text{ нм}$						
Отноше-ние	1,04	1,4	1,8	2,7		
$\lambda = 550 \text{ нм}$						
Отноше-ние	1	1,1	1,3	1,5	1,8	2,2

**Спасибо
за внимание**