

# **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](mailto: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

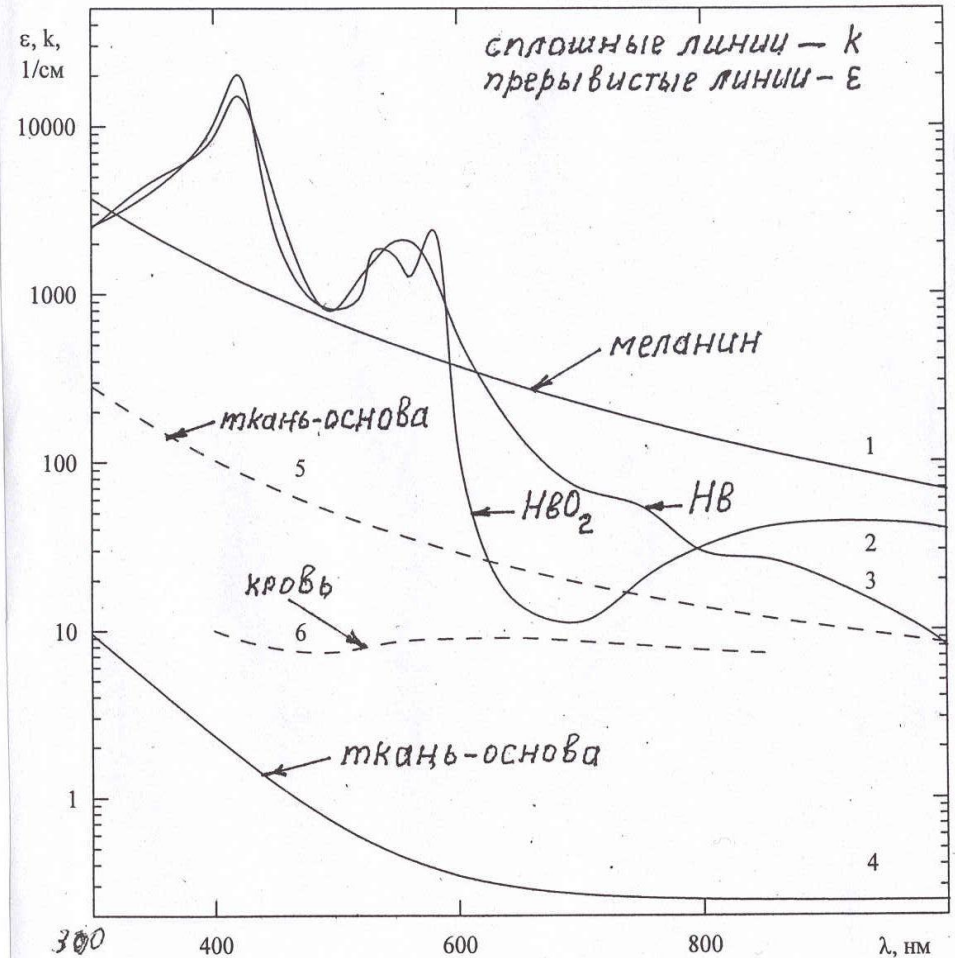
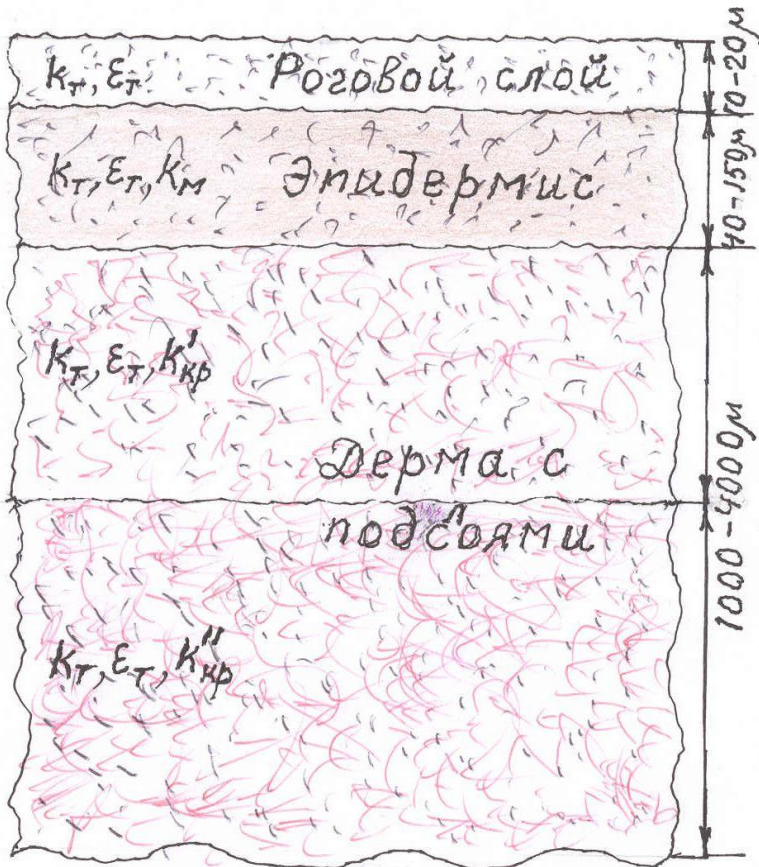
# Требования к решению обратной задачи переноса света в коже

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:

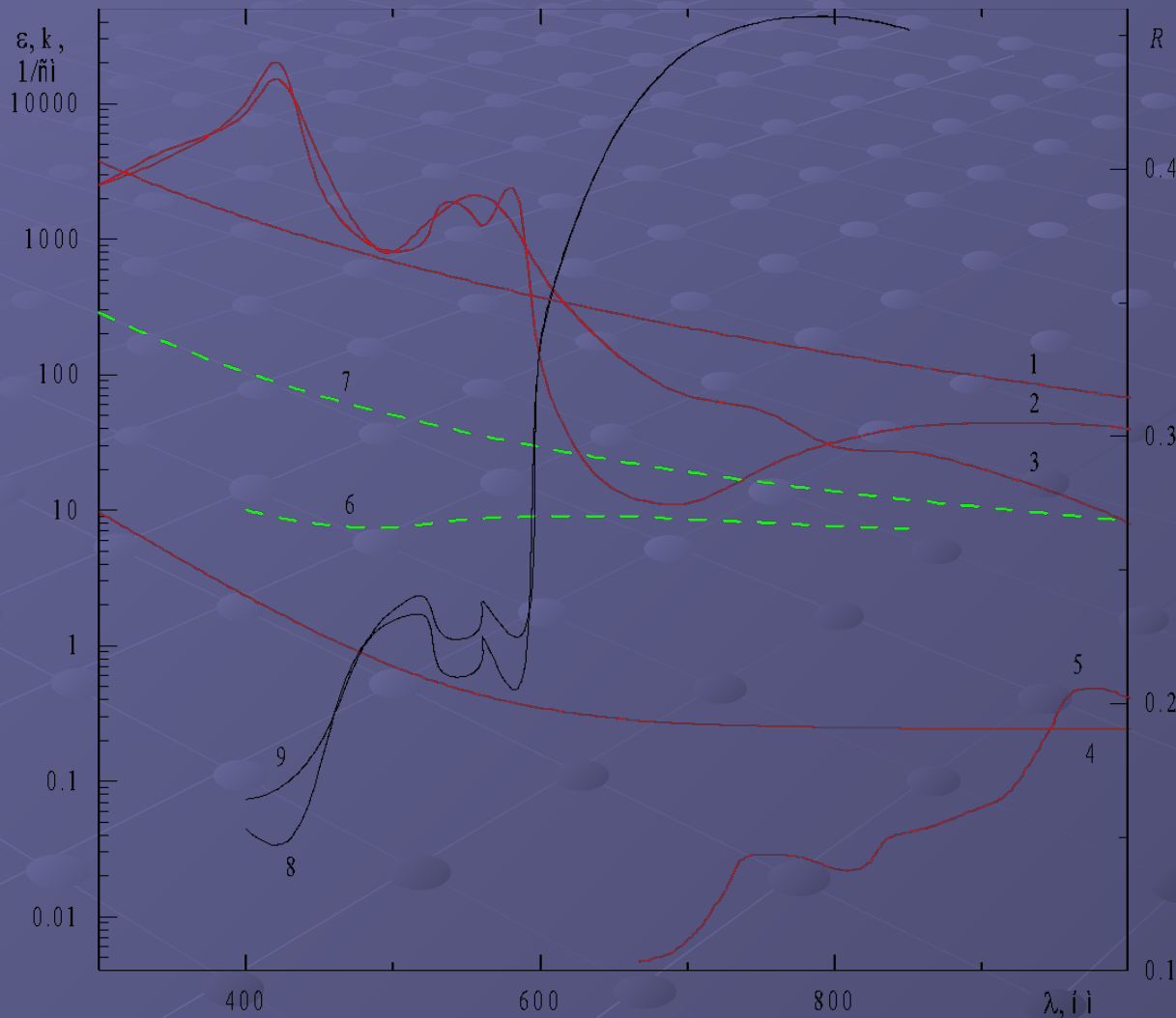
1. Рассматривается трехслойная среда (роговой слой, эпидермис, дерма).
2. Роговой слой: толщина 20 мкм; показатель преломления 1,5; показатели поглощения и рассеяния определяются только тканью – основой; коэффициент отражения границы раздела воздух - роговой слой снаружи 0,04, изнутри 0,2.

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

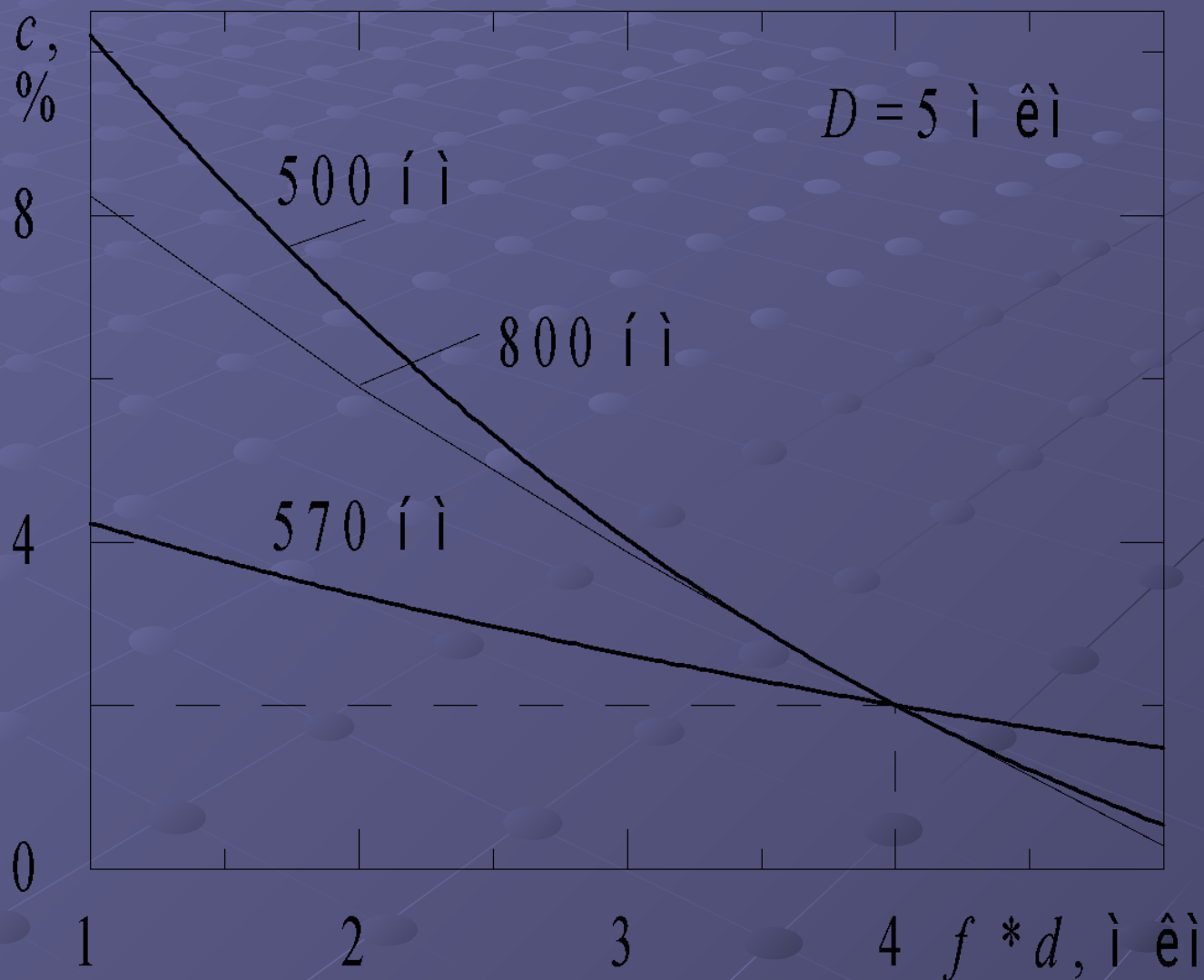


$R(\lambda)$  тестового образца с  
объемной концентрацией  
меланина  $f = 0.04$ ,  
концентрацией кровенос-  
ных капилляров  $c = 0.02$ ,  
толщиной эпидермиса  $d =$   
 $100$  мкм,  
диаметром капилляра  $D = 5$   
(кривая 8) или  $40$  мкм  
(кривая 9)  
степенью оксигенации  $S =$   
 $0.75$ .

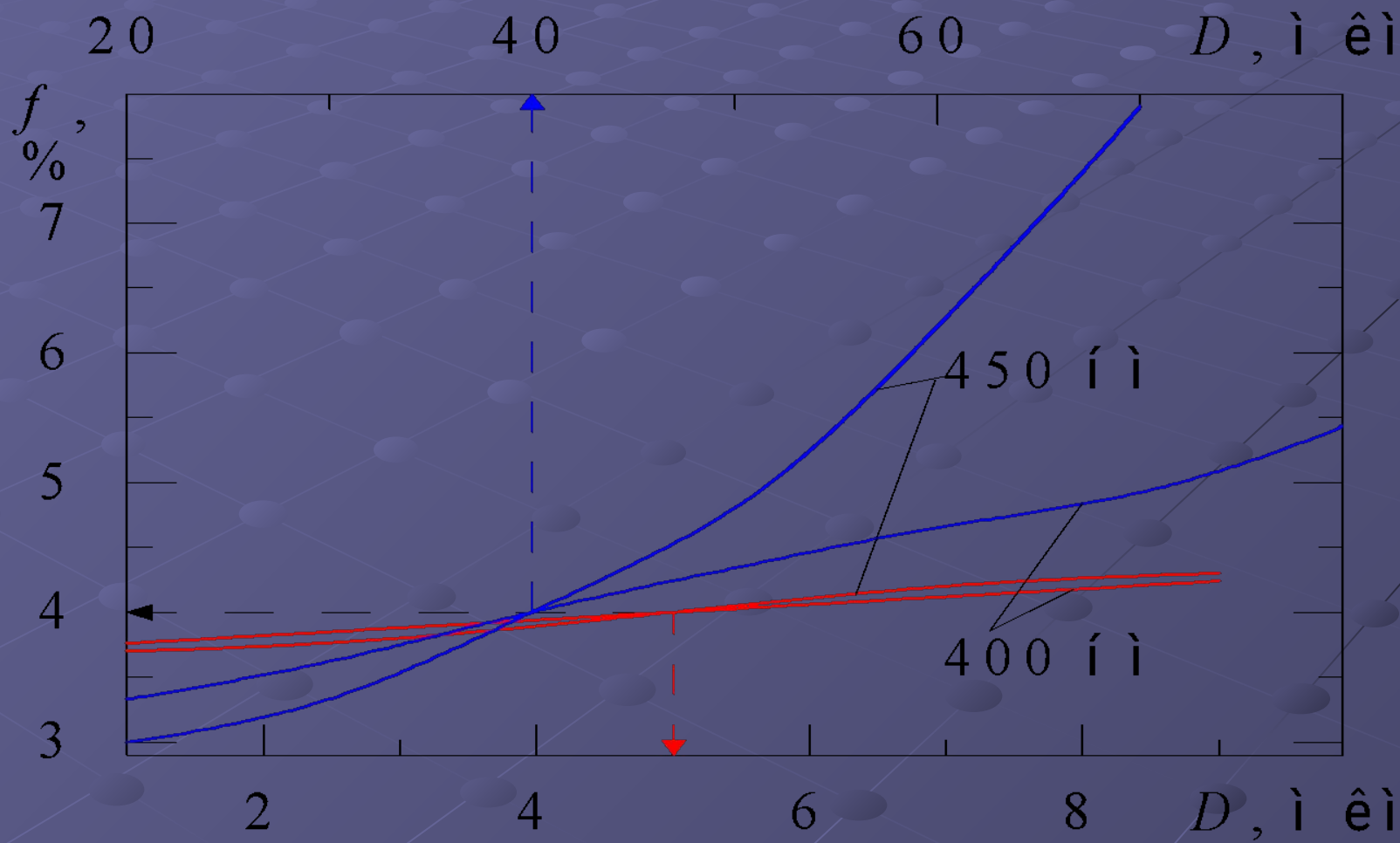
*Из рисунка видно, что  $D$   
можно определять только  
в области  $400 - 580$  мкм.  
Согласно расчетам, в  
области  $500 - 800$  мкм  $R$   
практически определяется  
только произведением  $f \cdot d$ ,  
а не значениями  $f$  и  $d$  по  
отдельности.*



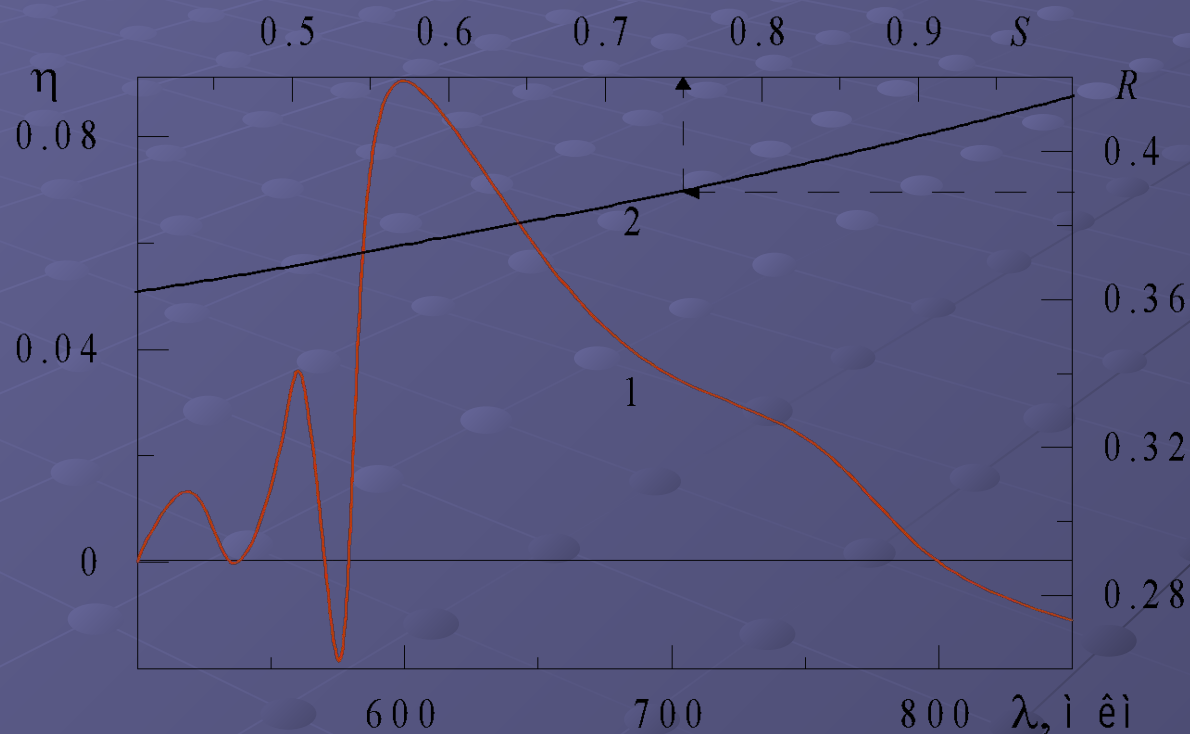
Пары значений  $c$  и  $fd$ , обеспечивающие измеренный коэффициент отражения на изосбестических длинах волн 500, 570 и 800 нм (графическое решение трансцендентных уравнений)



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)



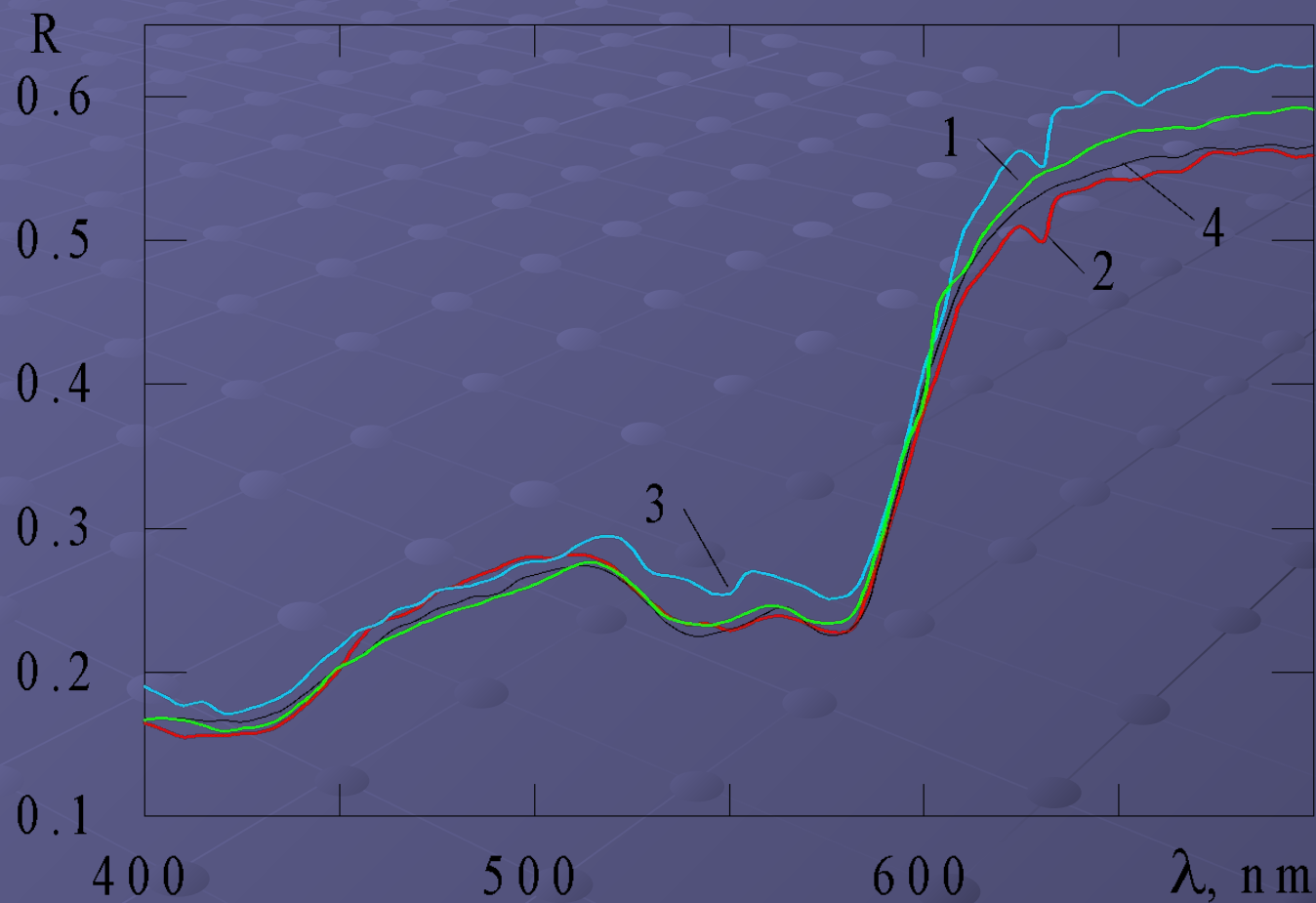
Таким образом, по измеренным  $R$  на длинах волн 400, 450, 500, 570, 600, 800 нм по предложенной методике определены  $C = 0,02$ ;  $f = 0,04$ ;  $S = 0,75$ ;  $D = 40$  (5) мкм

# 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)

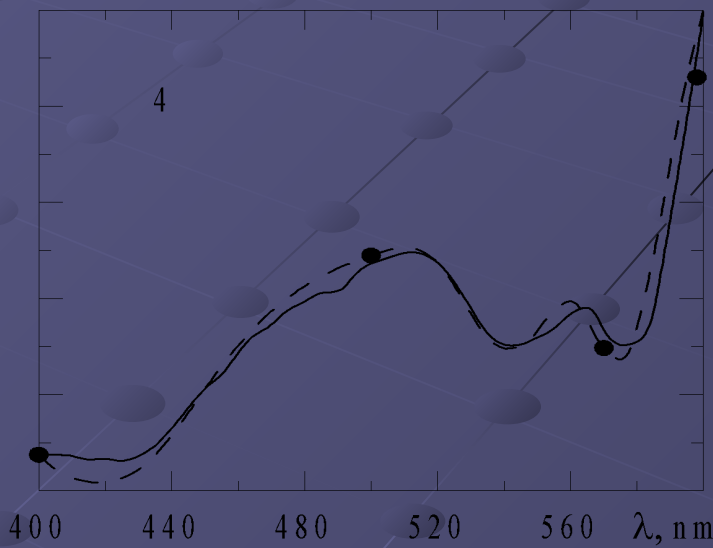
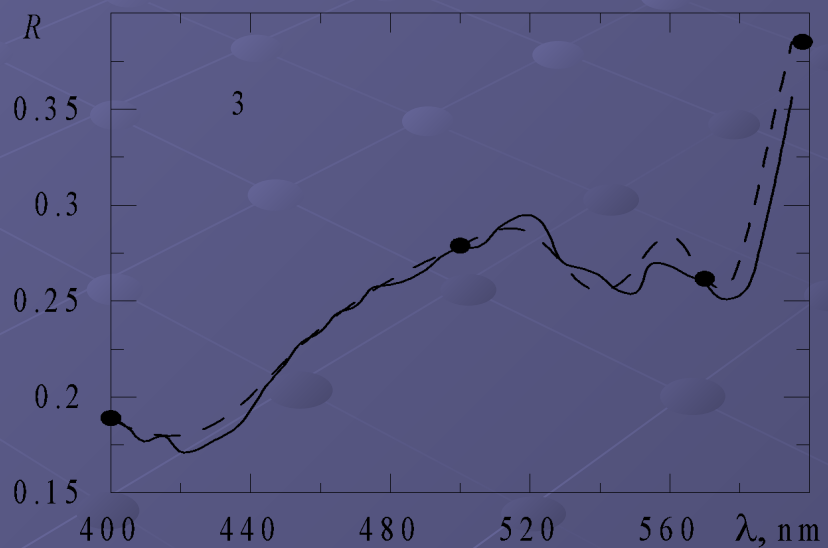
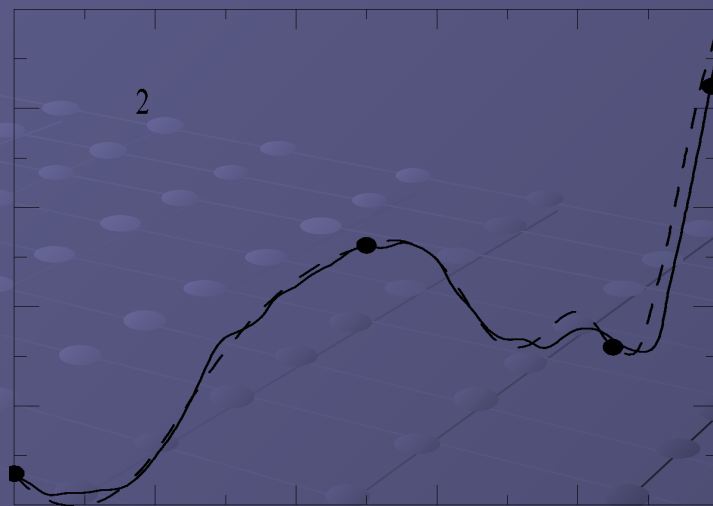
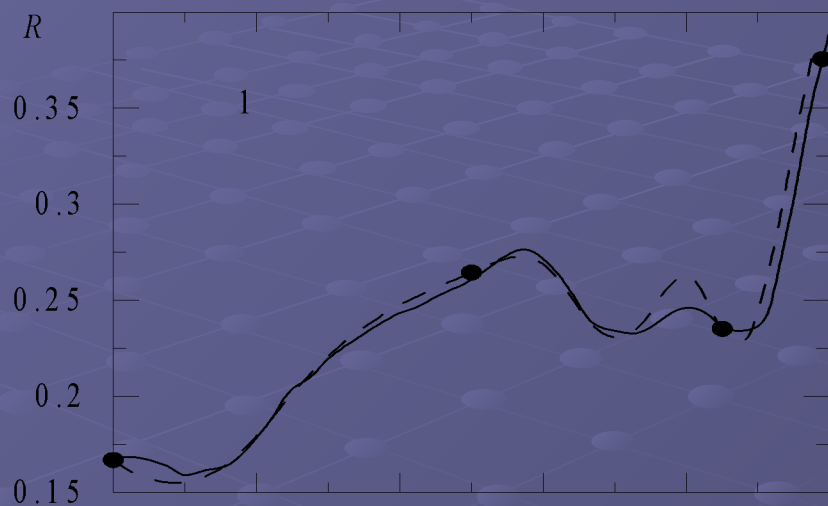
# Спектральные коэффициенты отражения кожи пальцев четырех пациентов



# Экспериментальные значения структурных и биофизических параметров кожного покрова четырех испытуемых

Испытуемы й	$c$ , %	$f*d$ , 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,  $\alpha$  – поправочный коэффициент на частичную поляризацию многократно рассеянного излучения. Расчеты показывают, что при нормальном падении и наблюдении света величиной  $\alpha$  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.  $\Lambda$  – вероятность выживания фотона,  $F$  – доля рассеянного назад потока,  $\tau = \epsilon h$  – оптическая толщина,  $\epsilon$  – показатель ослабления,  $h$  – геометрическая толщина.

Коэффициенты пропускания слоев

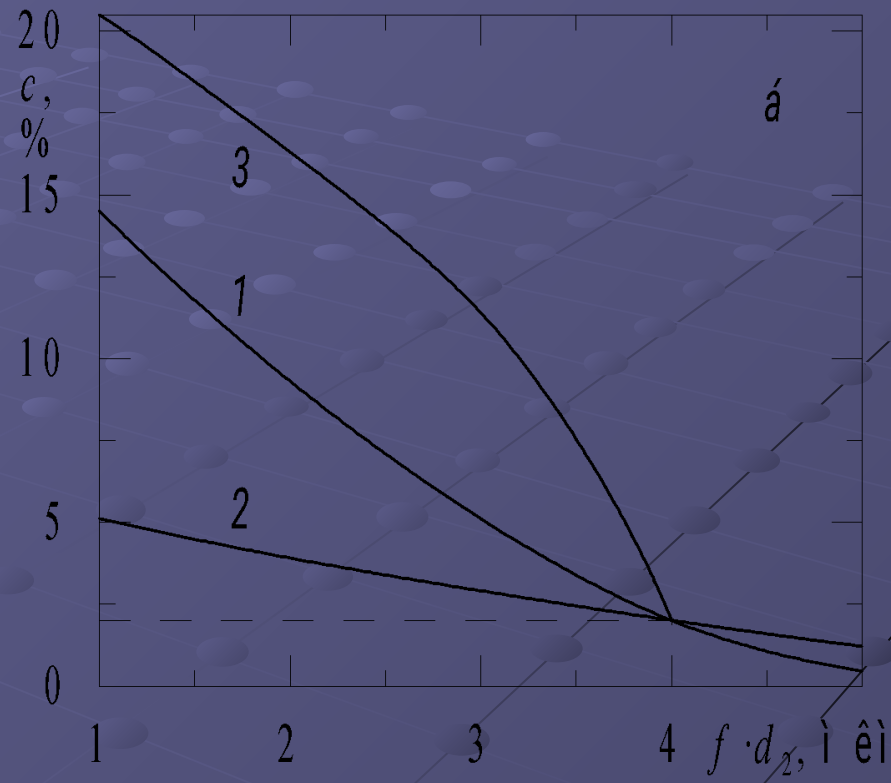
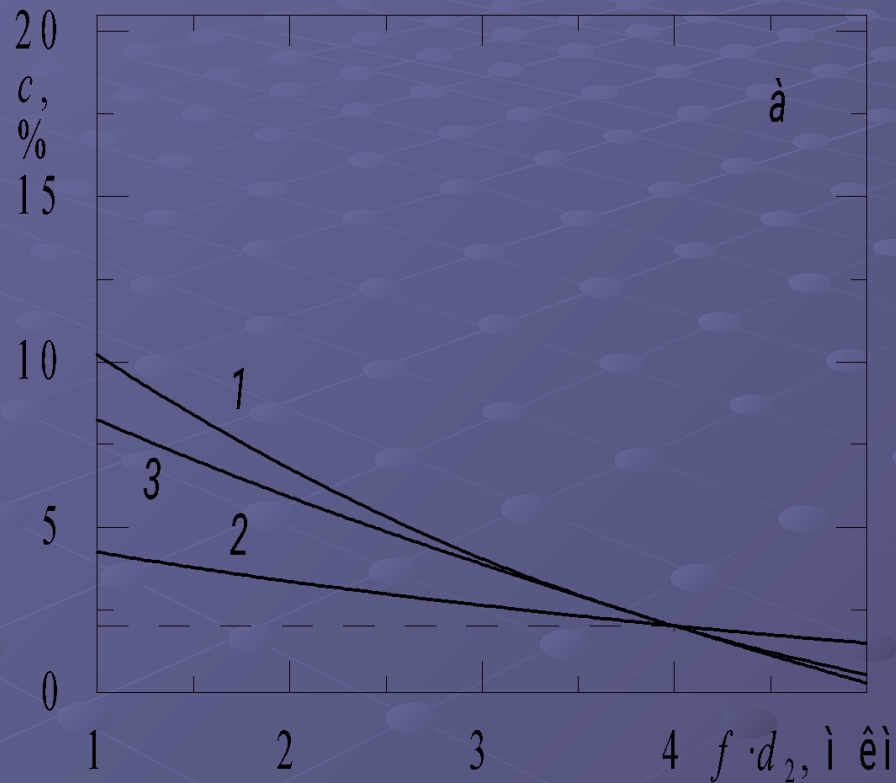
$$T = \exp[-\tau(1-\Lambda F)].$$

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**