

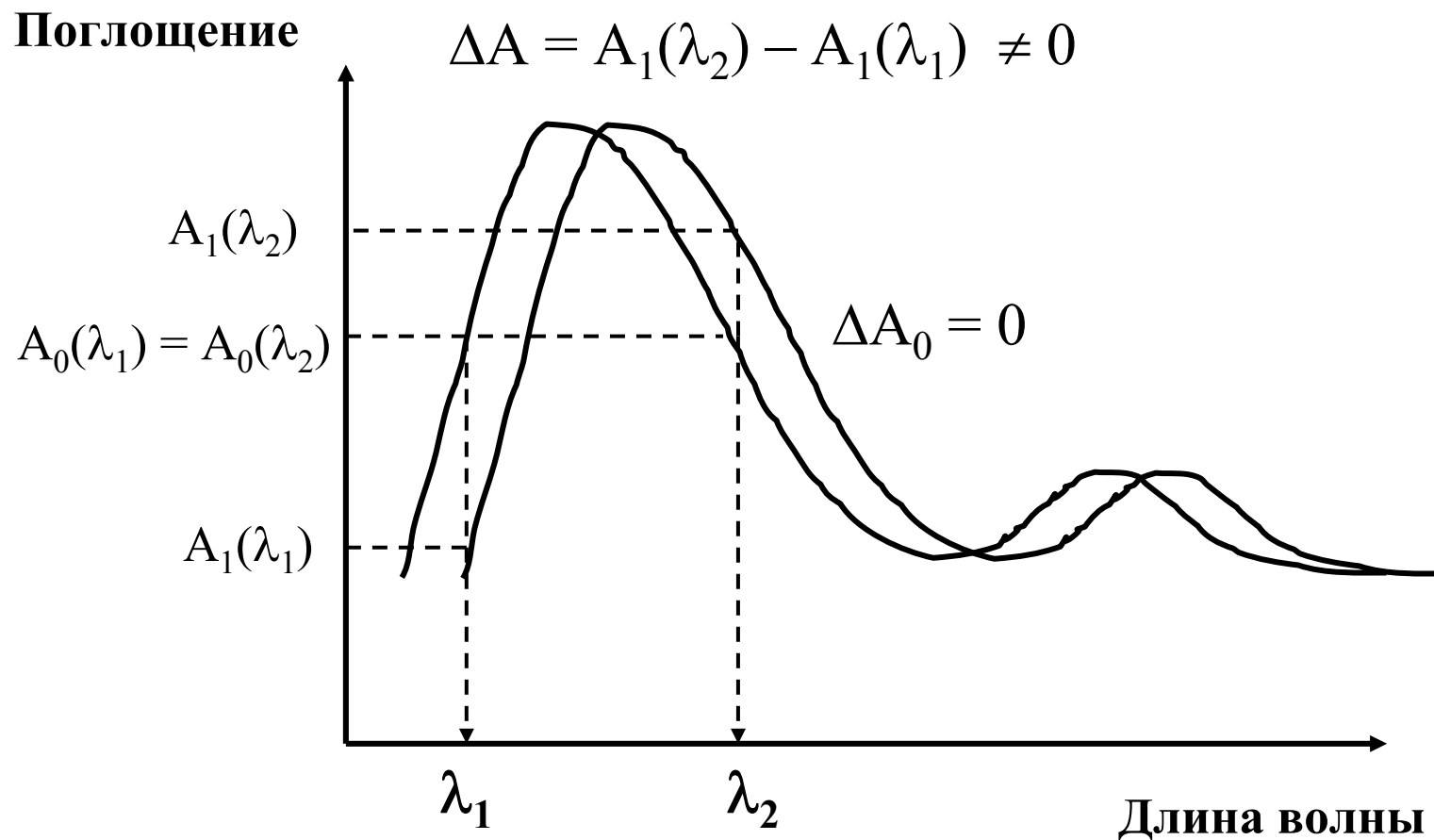
Метод двухволнового дифференциального поглощения для исследования параметров конденсированных сред



М. А. Большов, В. В. Лигер, Ю. А. Курицын,
В. Р. Мироненко (ИСАН),

1. Идея метода дифференциального поглощения с диодными лазерами для исследования конденсированных сред
2. Бесконтактное измерение T водного раствора
3. Диагностика сильно рассеивающих сред

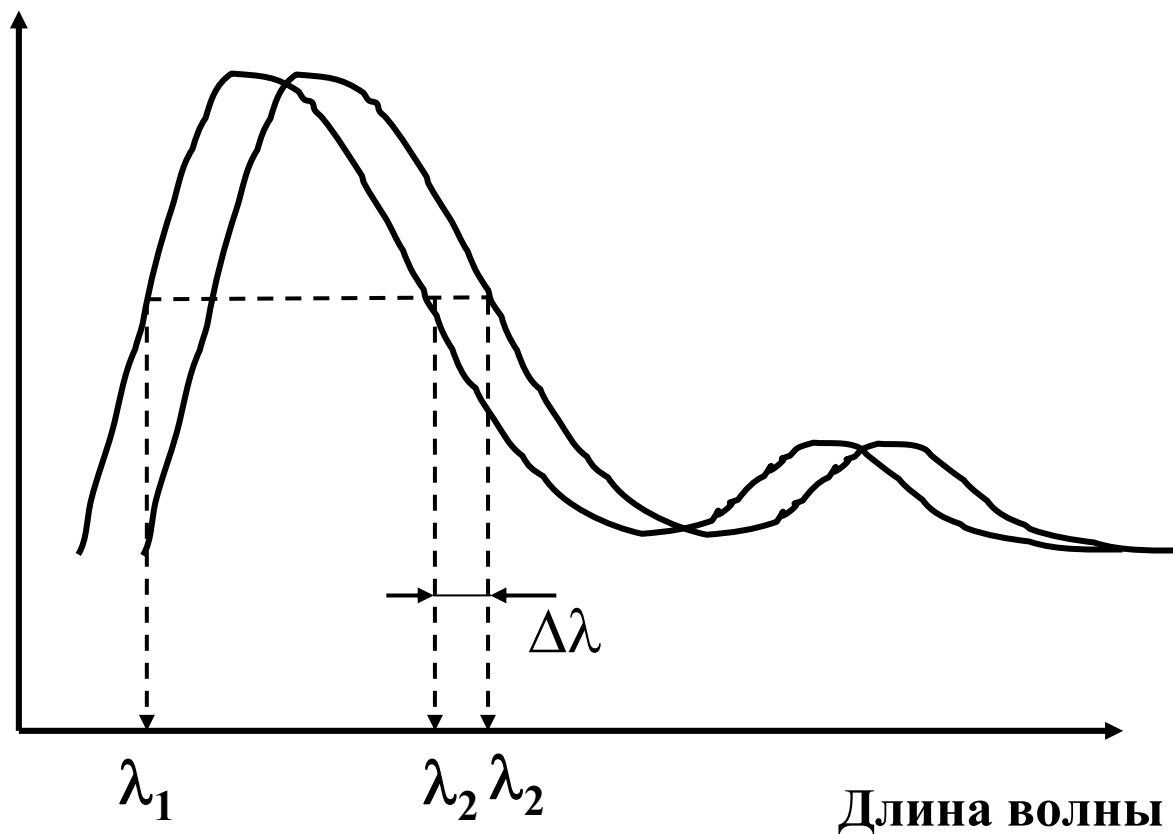
Балансный метод дифференциального поглощения при исследовании конденсированных сред



1-ый вариант - измерение ΔI при фиксированных λ_1, λ_2

Балансный метод дифференциального поглощения при исследовании конденсированных сред

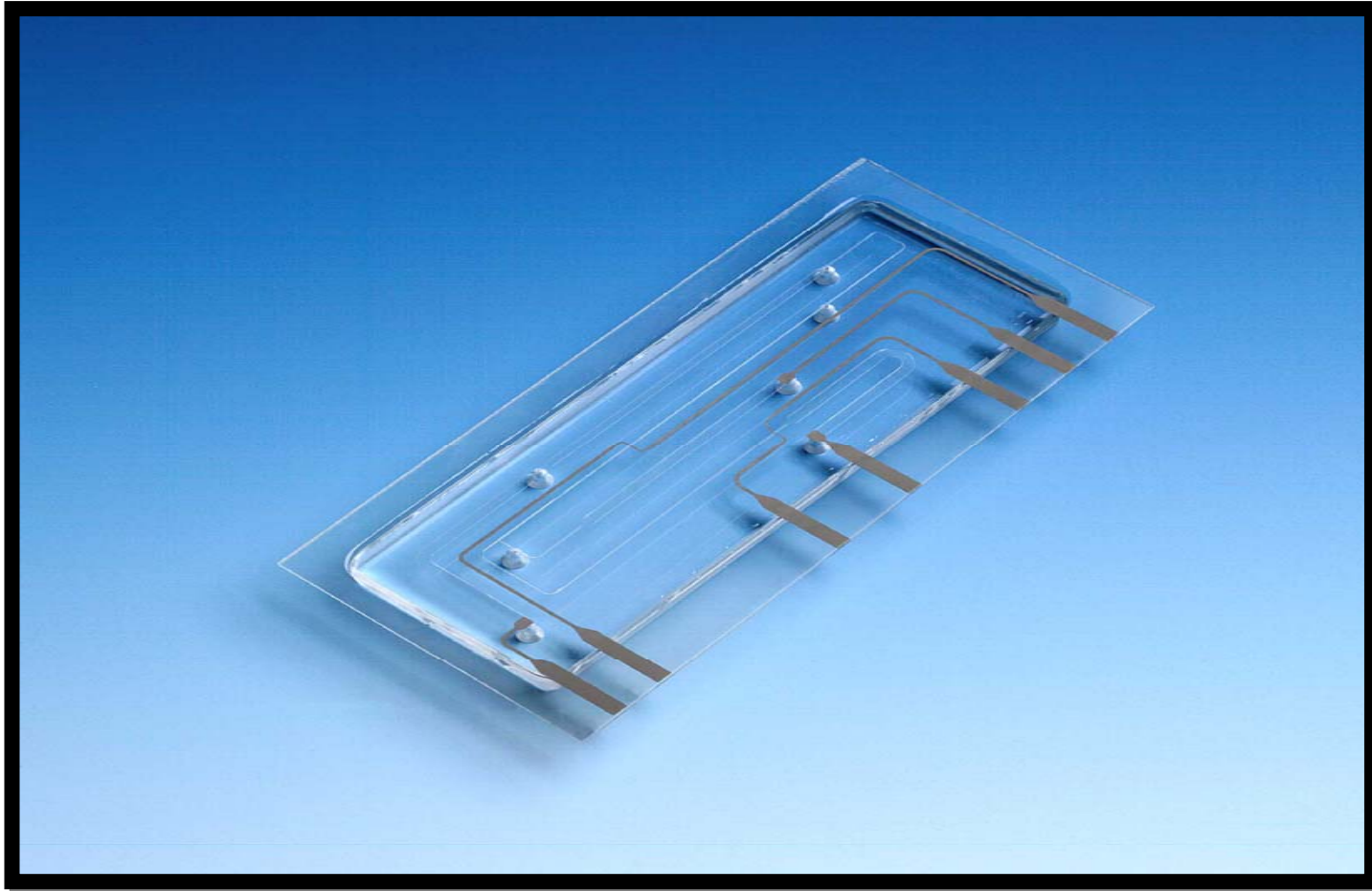
Поглощение



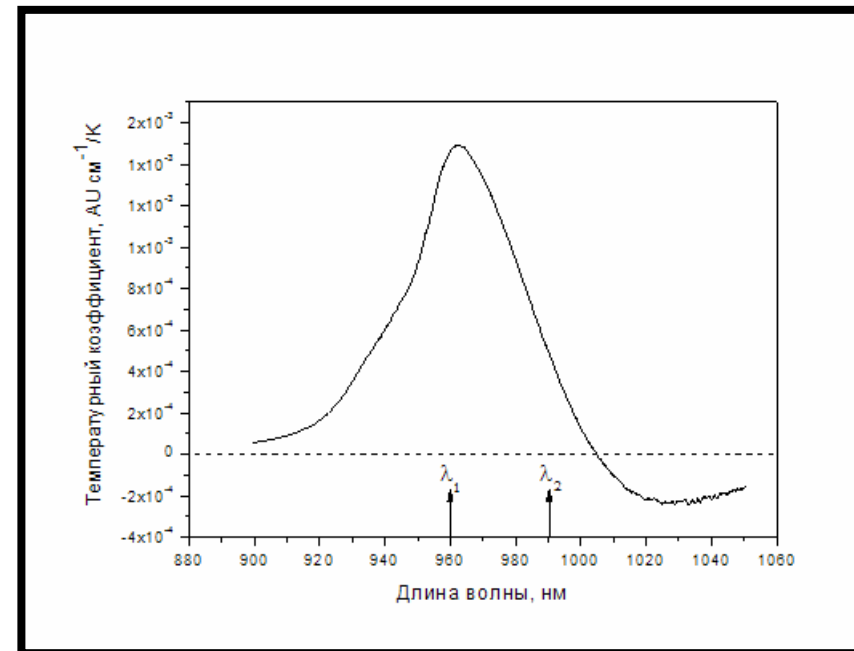
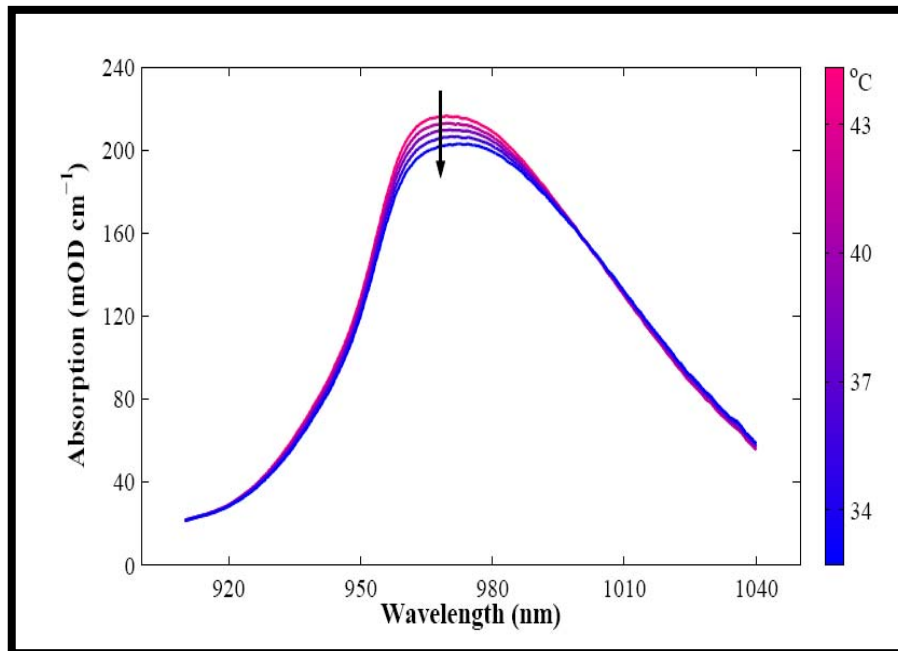
2-ой вариант - измерение λ_2 , для которого $\Delta I = 0$

**Бесконтактное измерение
температуры раствора
в капилляре микрочипа
для изотахофореза**

Пластиковый чип для капиллярного изотахофореза



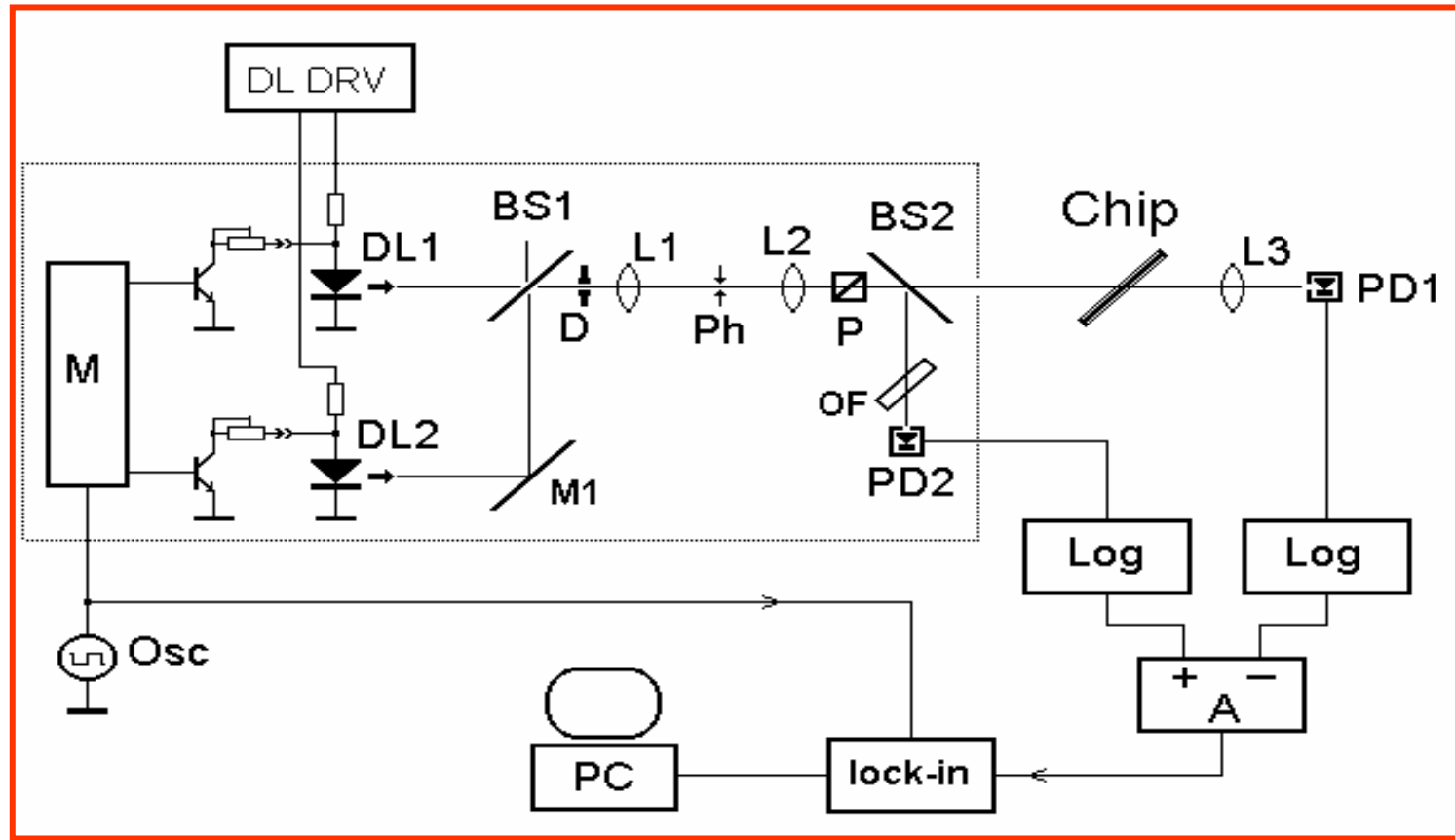
Выбор длин волн зондирования для определения T по деформациям спектра поглощения воды



$$\lambda_1=960 \text{ нм}, \lambda_2=990 \text{ нм}$$

V.S. Hollis, Non-Invasive Monitoring of Brain Tissue Temperature by Near-Infrared Spectroscopy, Ph.D. thesis, University of London, 2002

Установка для измерения температуры



DL1,2 - диодные лазеры (970, 990 nm)

DL DRV - драйвер

Osc – генератор

прямоугольных импульсов

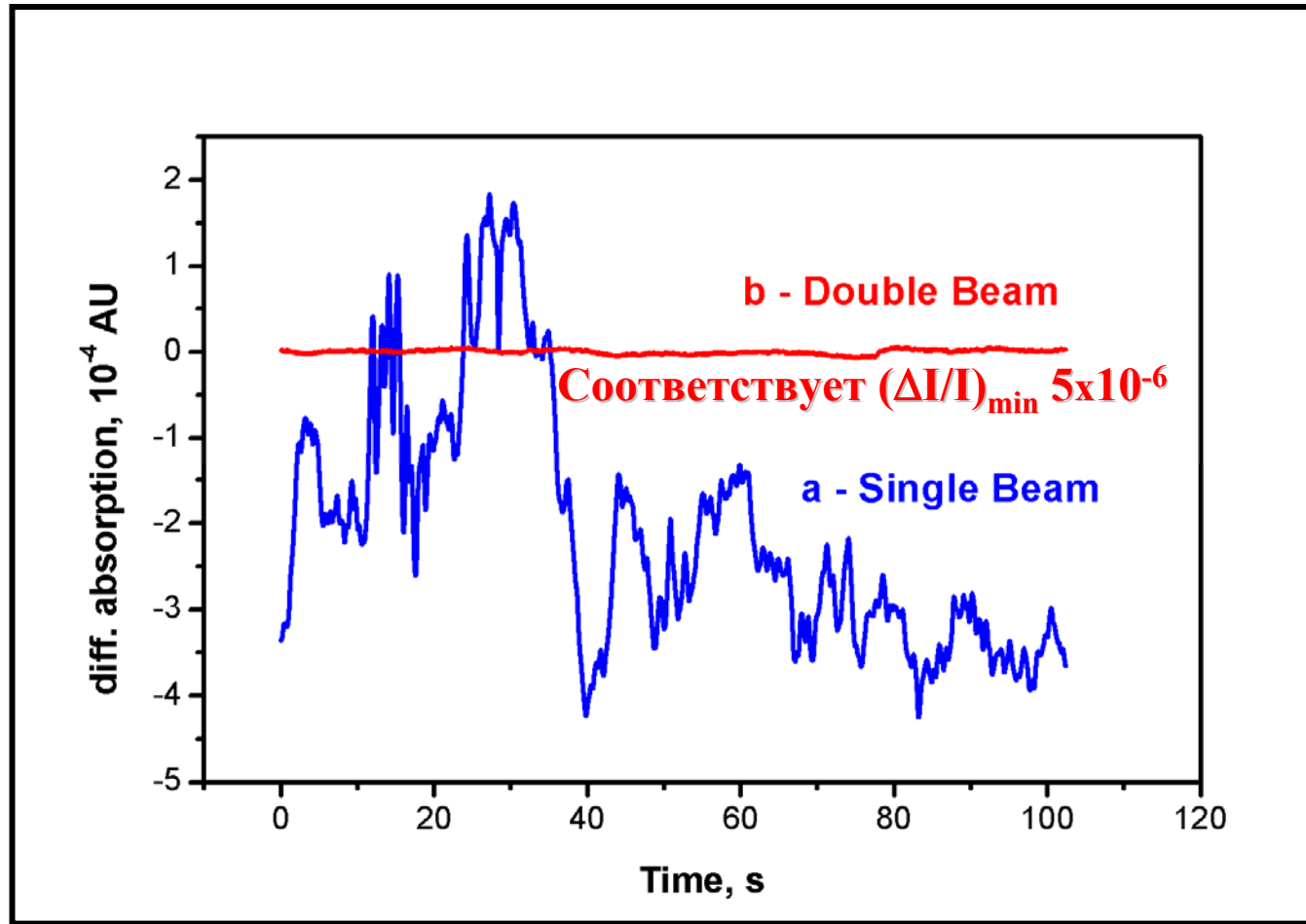
M - коммутатор токов

PD1,2 - Si-фотодиоды

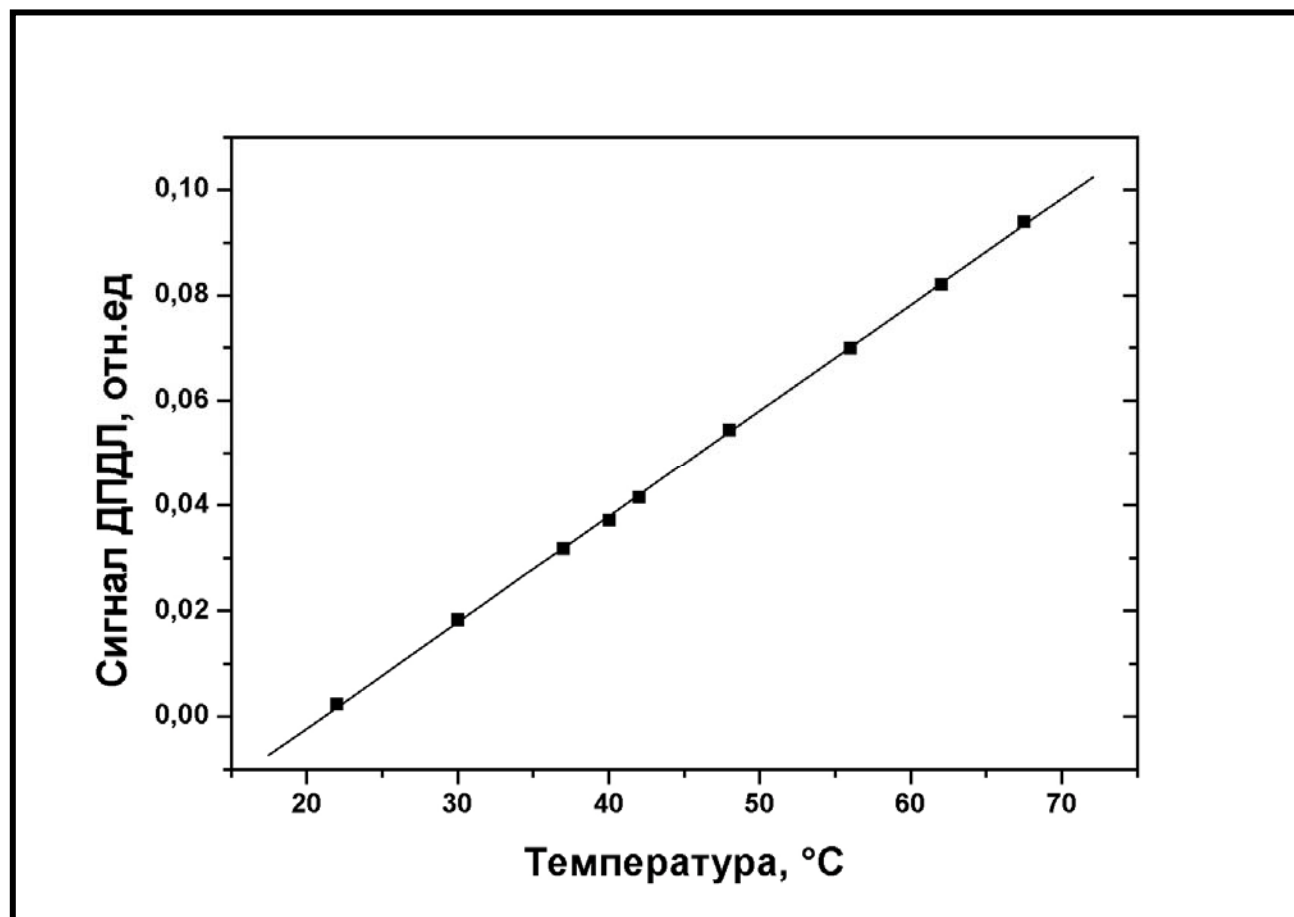
Log - логарифмические усилители

A - разностная схема

Эффективность подавления шумов в двухлучевой схеме

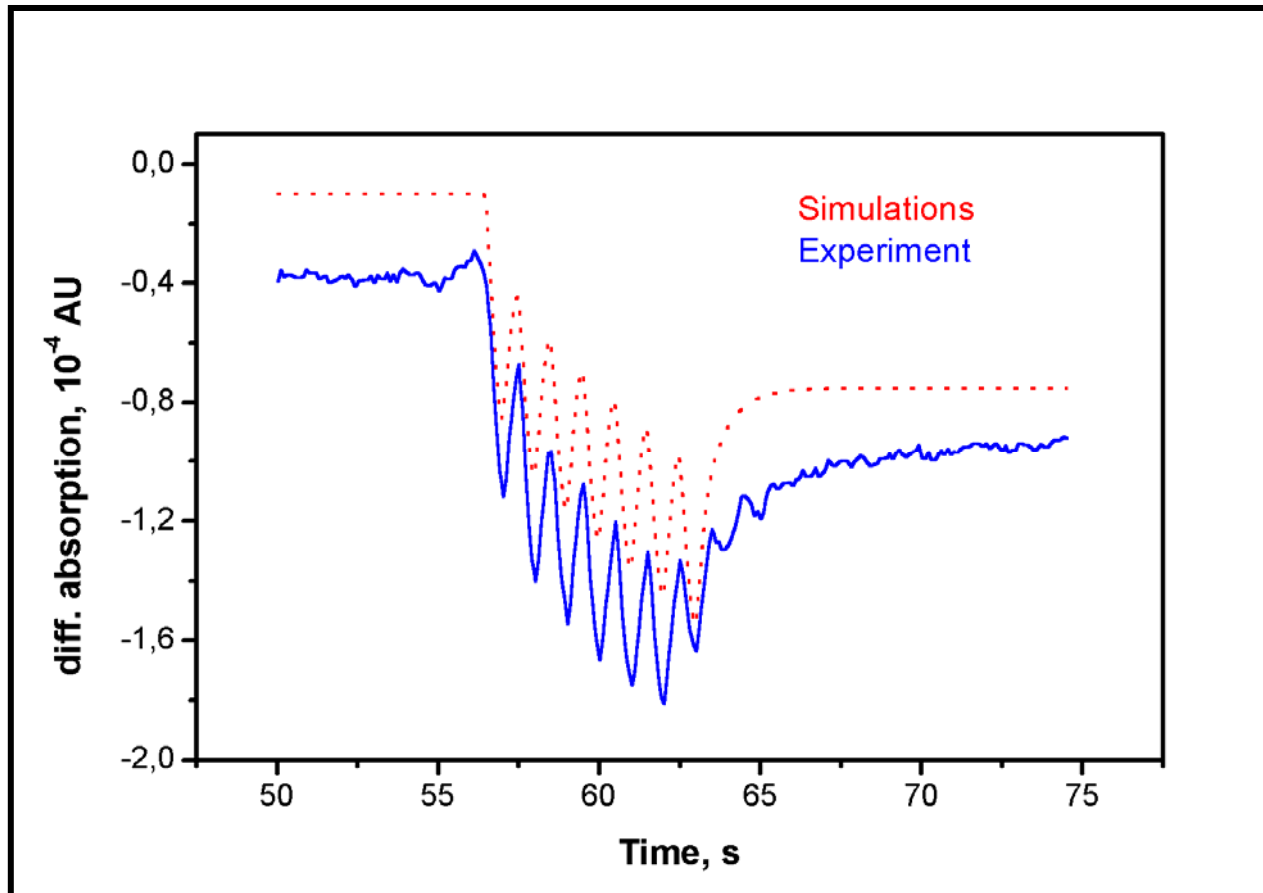


Калибровка сигнала



Чувствительность $2.2 \cdot 10^{-3}$ AU/см К.

Для капилляра толщиной 0.2 мм это соответствует $4.4 \cdot 10^{-5}$ AU/ К



**Отклик сигнала ДПДЛ на модуляцию тока
 $I = 50$ мкА, период – 1 сек**

Результаты

**Чувствительность по поглощению 5×10^{-6} AU,
что соответствует ~ 0.1 К**

Пути повышения чувствительности

1. Линия воды 1.44 мкм (400 раз)
2. Улучшение оптического качества капилляра
3. Увеличение размеров электродов

**Метод
дифференциального поглощения
с диодными лазерами (ДПДЛ)
для диагностики состава
сильно рассеивающих сред**

МОТИВАЦИЯ

Разработка простого метода маммографии для скрининга населения

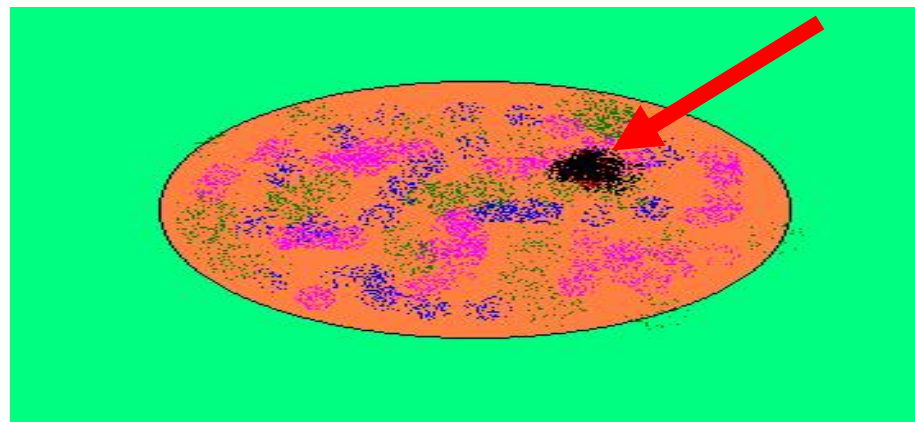
- ◇ **Каждой восьмой женщине в течение жизни ставится
диагноз - рак молочной железы**
- ◇ **Одна из основных причин смертности от рака
у женщин**
- ◇ **Высокая (80%) вероятность успешного
хирургического вмешательства на ранних стадиях**
- ◇ **Необходимость скрининга населения на основе
недорогих методов**

Особенности оптических методов

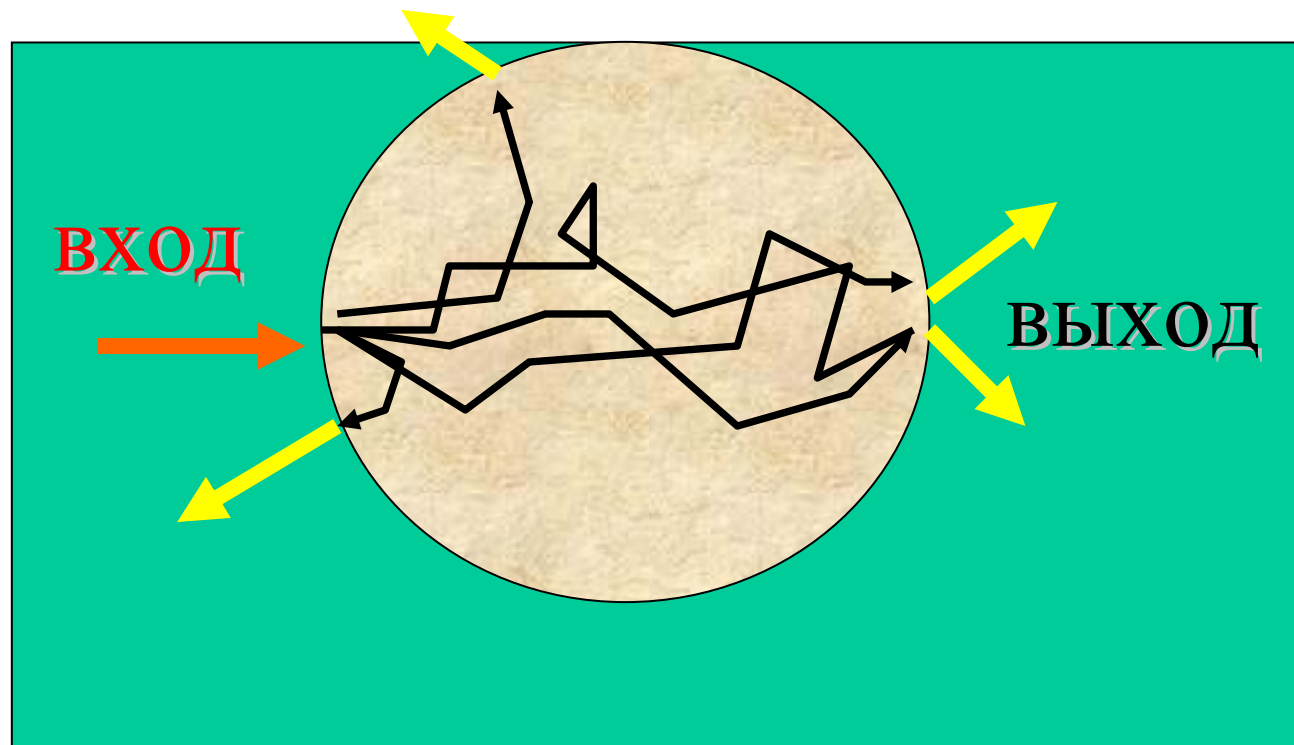
- Возможность регистрации функциональных отклонений, возникающих раньше, чем морфологические нарушения
- Безопасность при многократном применении
- Относительно невысокая стоимость

Физиологические признаки злокачественного изменения ткани

- 1. Повышение объемной концентрации гемоглобина**
- 2. Изменение оксигенации (доли оксигемоглобина)**



Распространение света в сильно рассеивающей среде



Выходной сигнал зависит от множества факторов, большая часть из них является неинформационной.

Предлагаемый дифференциальный метод основан на чувствительности формы спектра поглощения крови к степени оксигенации

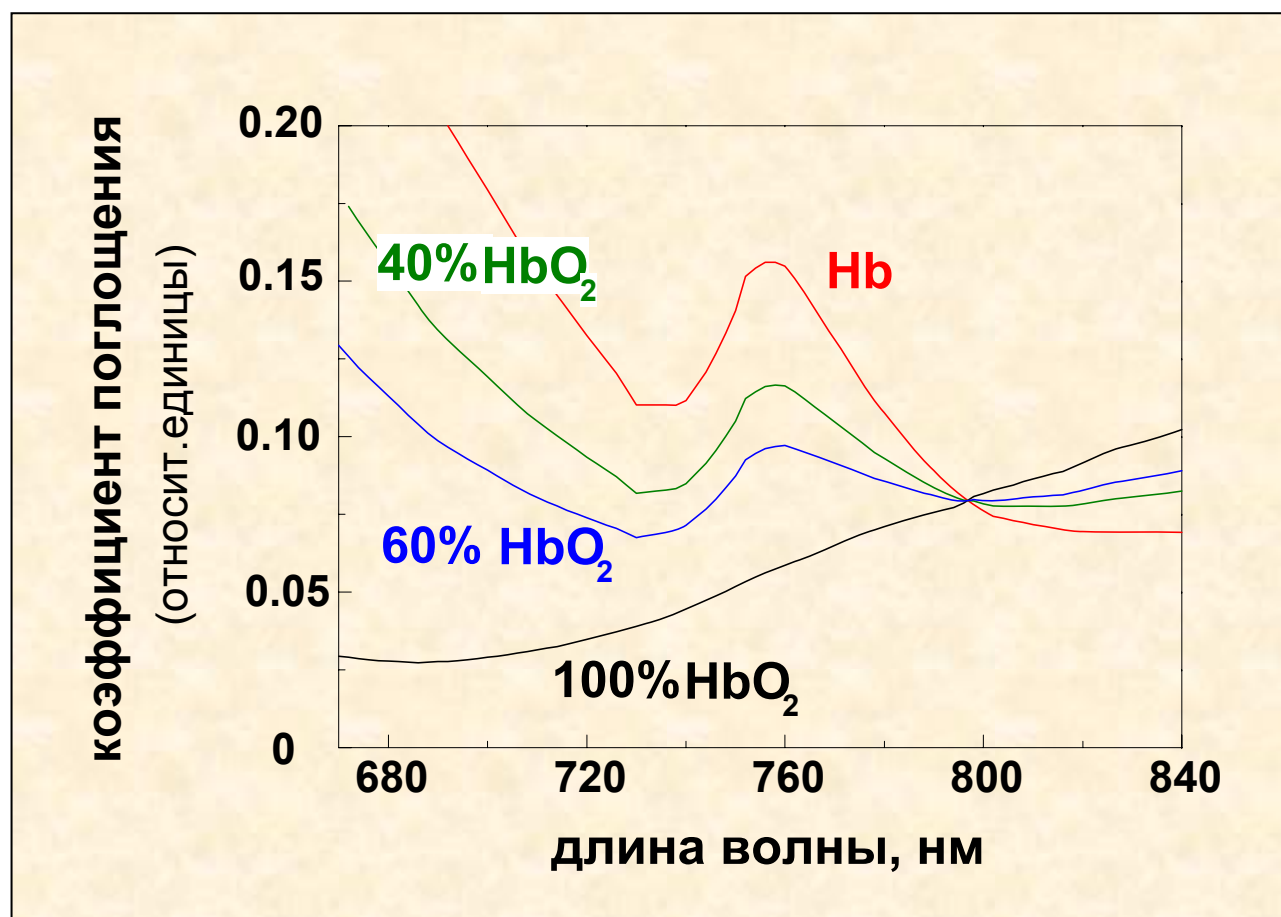
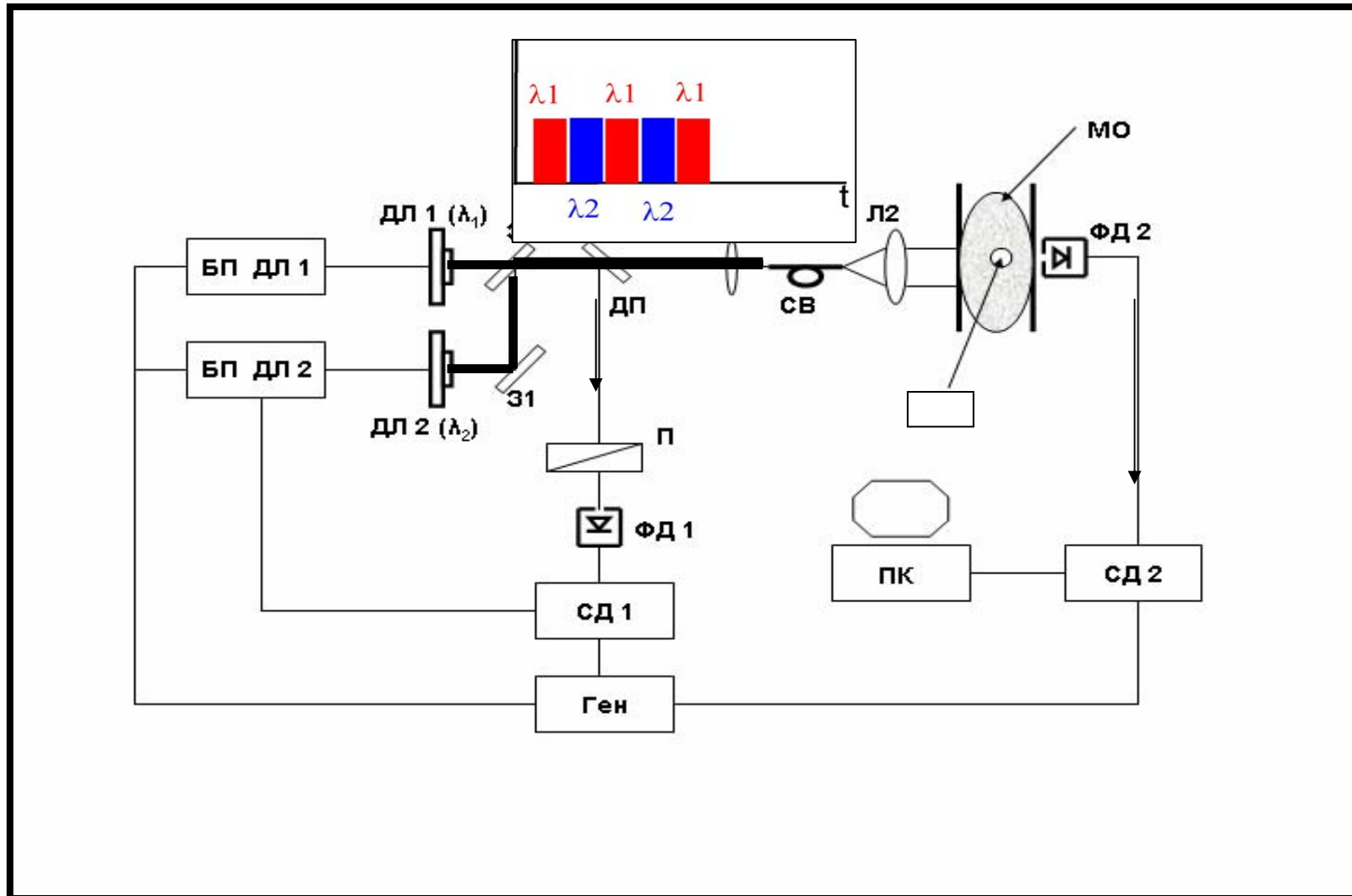


Схема экспериментальной установки



Модельный объект

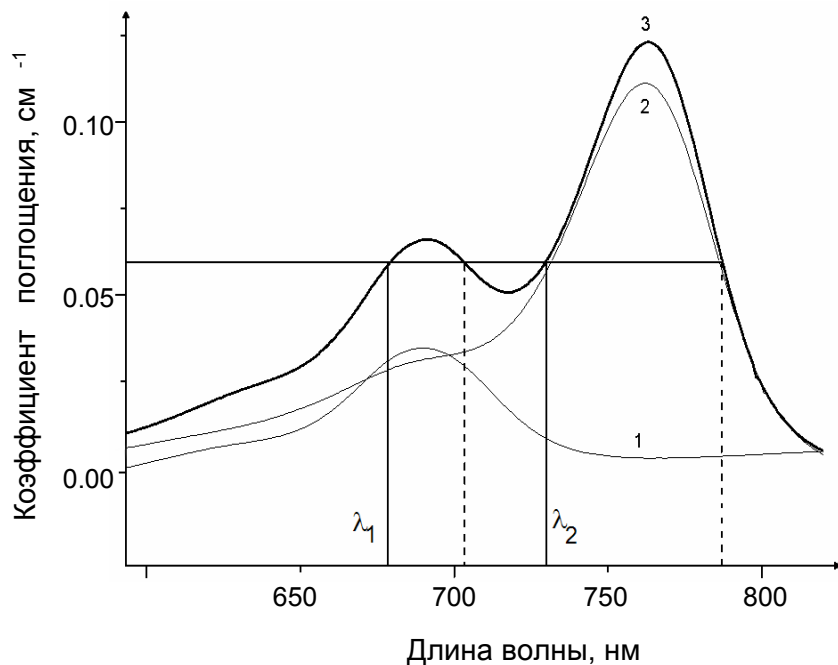
Баллон из латекса, заполненный мутной смесью:

Рассеиватель - Интралипидная эмульсия или суспензия двуокиси титана.

Селективный поглотитель - Смесь анилиновых красителей

Неоднородности состава и структуры - Вставки из различных материалов

Выбор длин волн зондирования Модельный объект



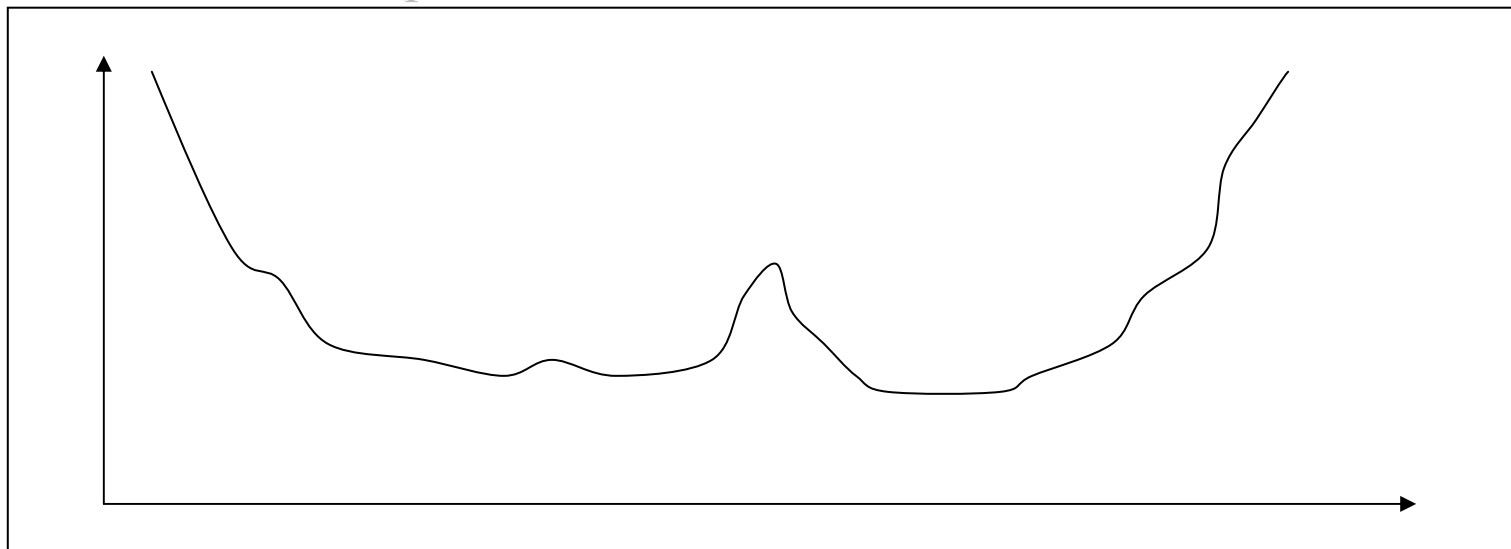
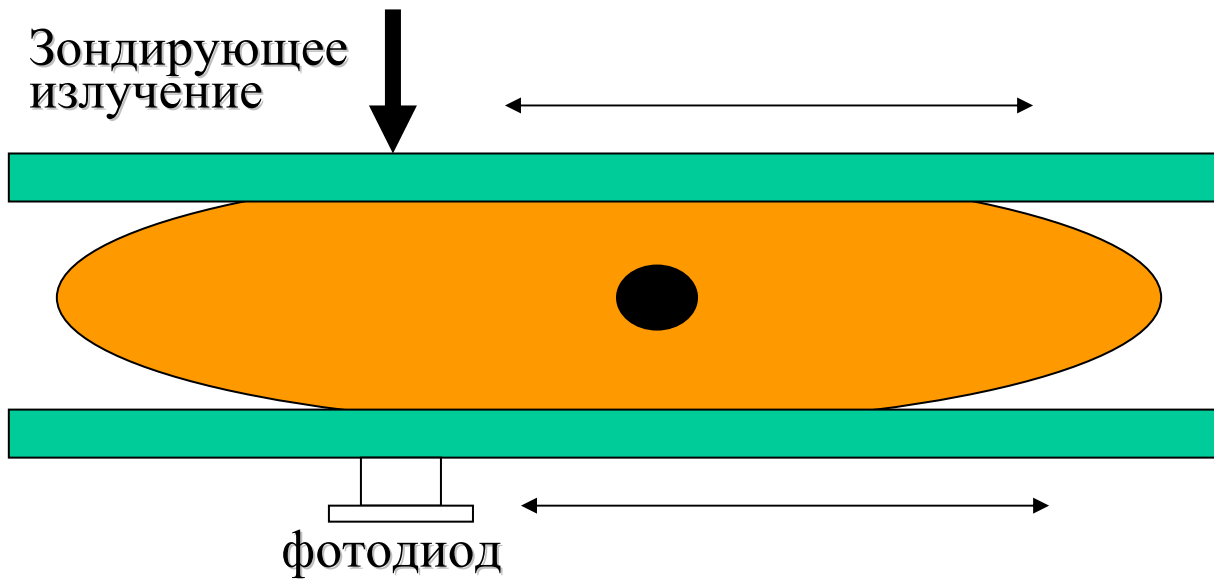
$$\mu_{\text{погл}}(\lambda_1) = \mu_{\text{погл}}(\lambda_2)$$
$$\mu'_{\text{расс}}(\lambda_1) = \mu'_{\text{расс}}(\lambda_2)$$

**Зондируемые объемы
эквивалентны**

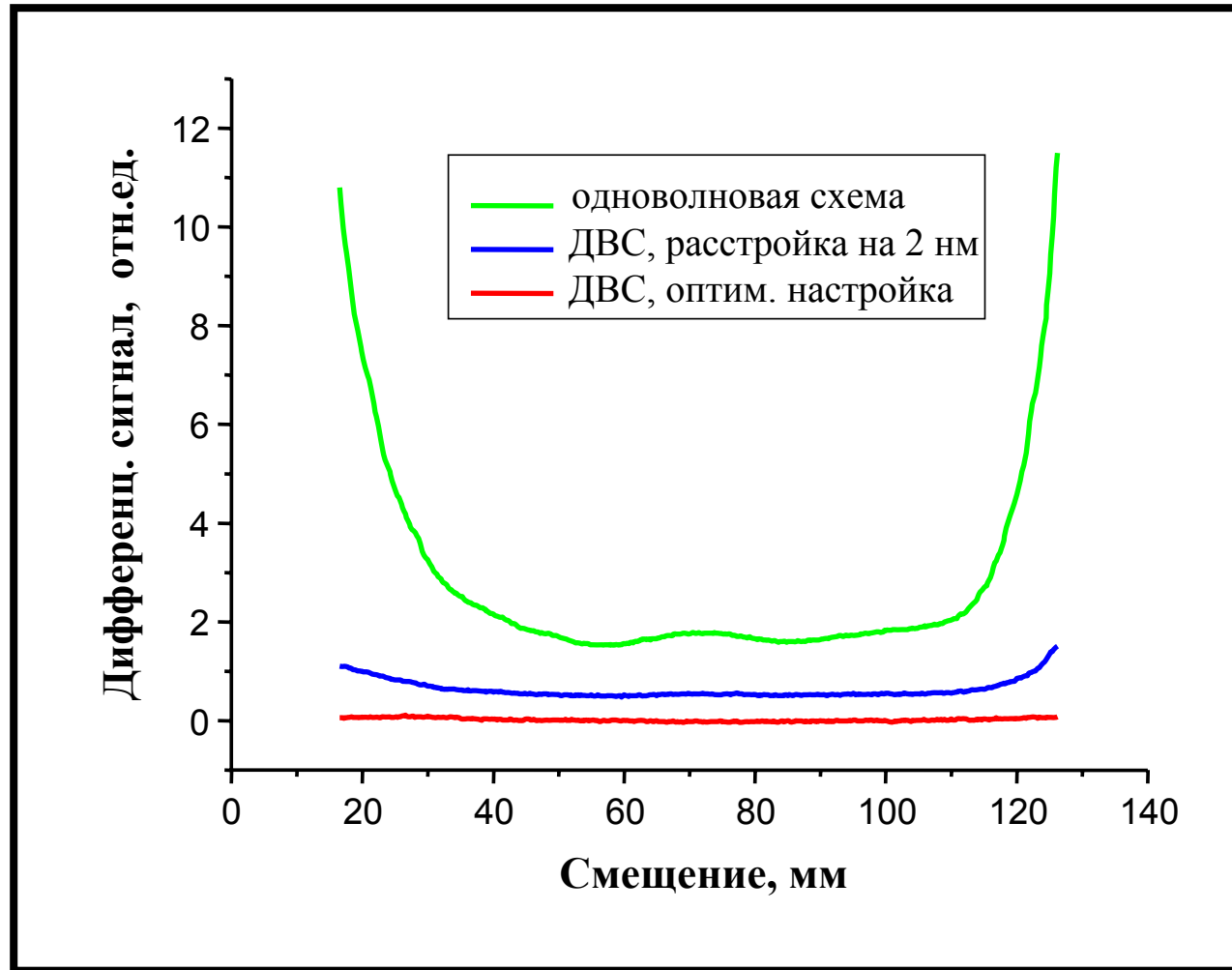
**Выходной сигнал равен
нулю, независимо от модели
распространения света**

$$\lambda_1 = 680 \text{ нм}, \lambda_2 = 730 \text{ нм}$$

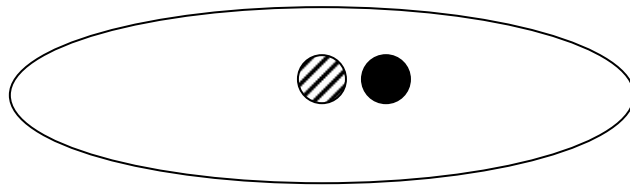
Геометрия измерений



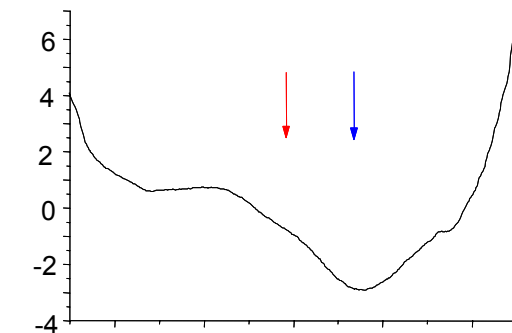
Запись базовой линии при разных схемах зондирования



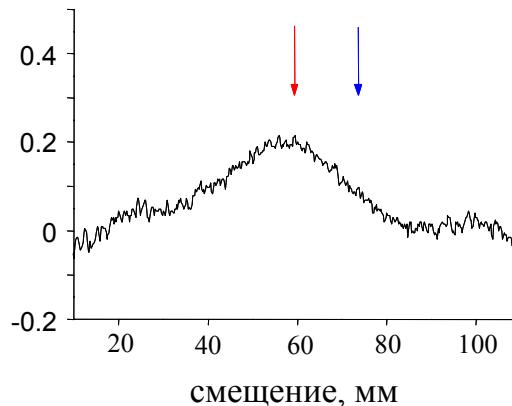
Выделение слабого сигнала, моделирующего патологию, на фоне сильного неспецифического сигнала



- ⊘ Селективный поглотитель
- Неселективный поглотитель

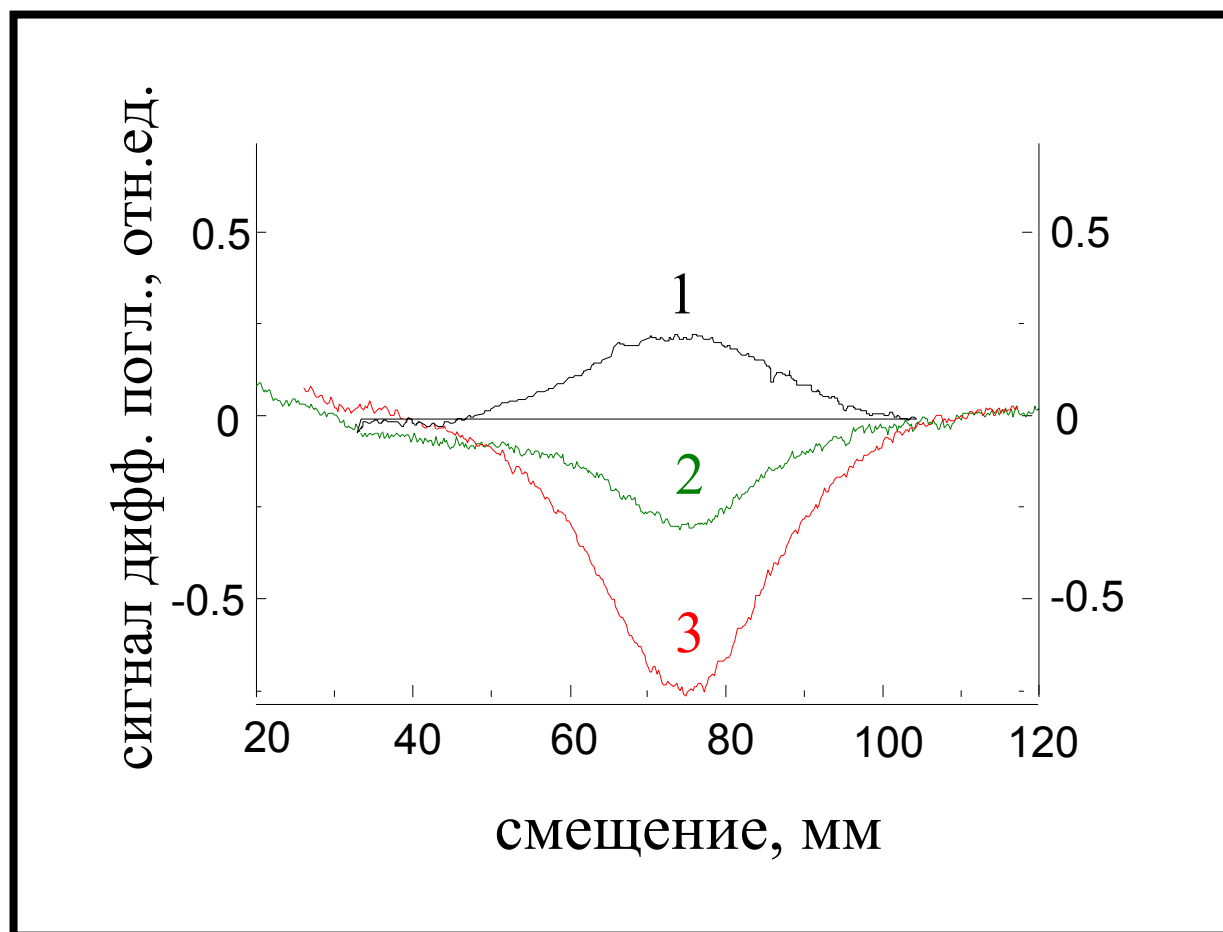


← **Одноволновая
схема**



← **Двухволновая
схема с оптимальным
выбором длин волн**

Профили сигнала ДП для различных концентраций красителя в трубке

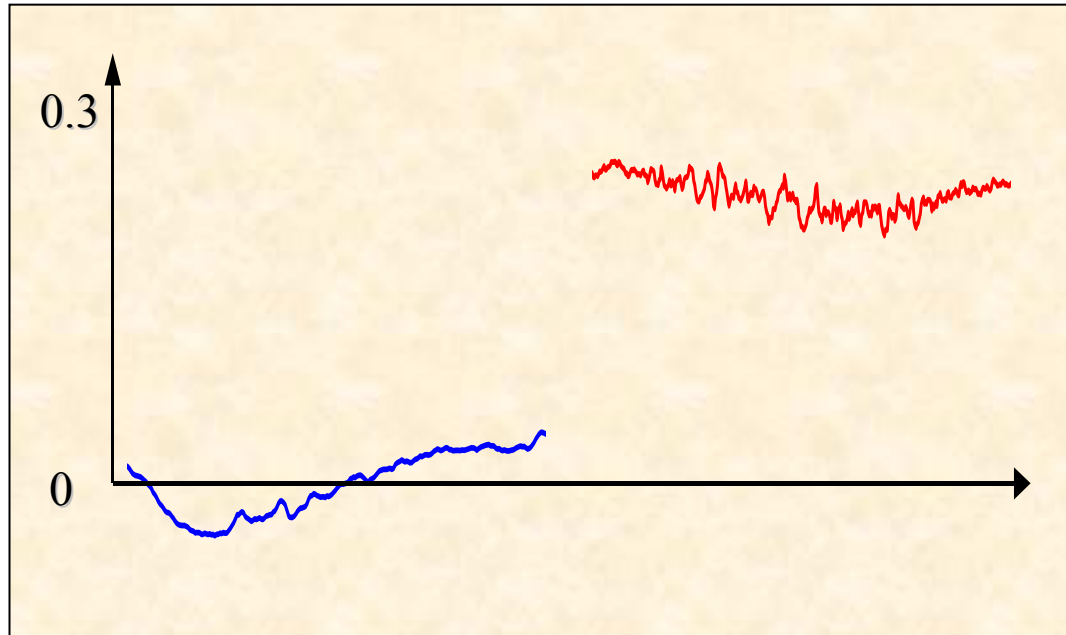


$$C_1 > C_0 ; \quad C_3 < C_2 < C_0$$

Клинические исследования молочных желез *in vivo*
выполнены в General Hospital, Grünstrasse 35,
58095 Hagen, Germany, совместно с Dr. R.Souchon

**Здоровая
железа**

**Железа с
патологией**



Достоинства метода

- **Для определения тканевой оксигенации не используются какие-либо модели распространения света в сильнорассеивающей среде**
- **Результат не зависит от геометрии образца, его внутренней структуры, граничных эффектов**
- **Быстродействие метода позволяет исследовать функциональную динамику ткани**

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ

- 1. *V. Krivtun , B. Graß , R. Hergenröder , M. Bolshov , K. Niemax, A. Zybin.* Temperature measurement of liquids by differential absorption of two diode lasers: Application to contactless optical detection in isotachopheresis. *Applied Spectroscopy* 55, p. 1251–1258 (2001)**
- 2. *V. Liger, A. Zybin, M. Bolshov, K. Niemax.* Dual Wavelength Method for Molecular Difference Absorption Measurements in Turbid Media, *Applied Spectroscopy*, 56, No.2, 250-256 (2002)**
- 3. *В.В. Лигер, М.А. Большов, Ю.А. Курицын, В.М. Кривцун, А.В. Зыбин, К. Нимакс.* Метод двухволнового дифференциального поглощения для определения параметров конденсированных сред. *Оптика и спектроскопия*, 99, №4, 693-704 (2005)**