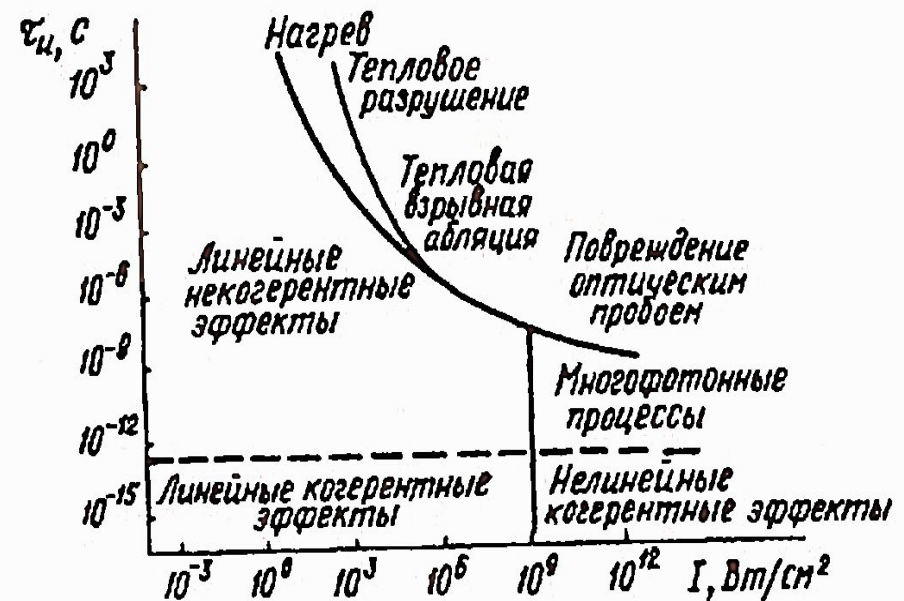
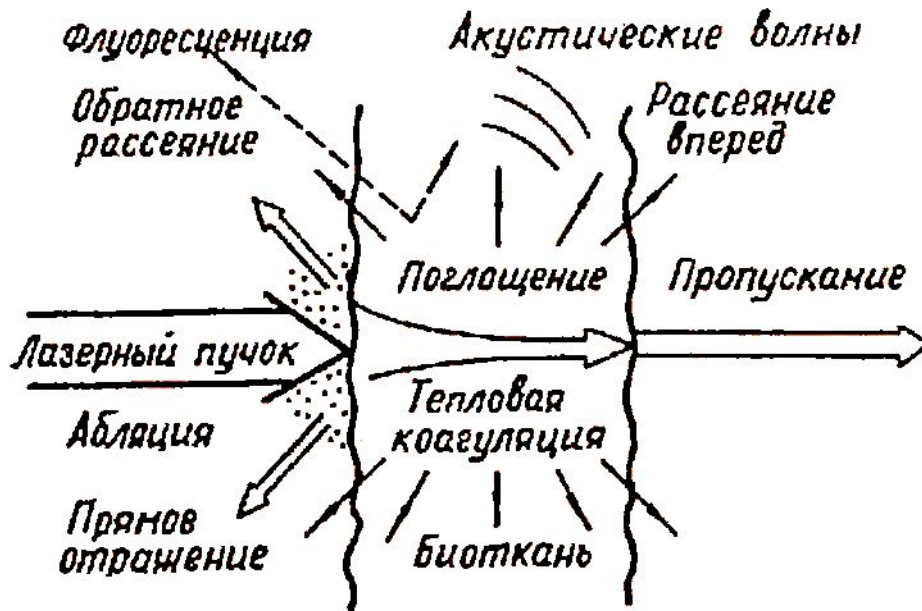


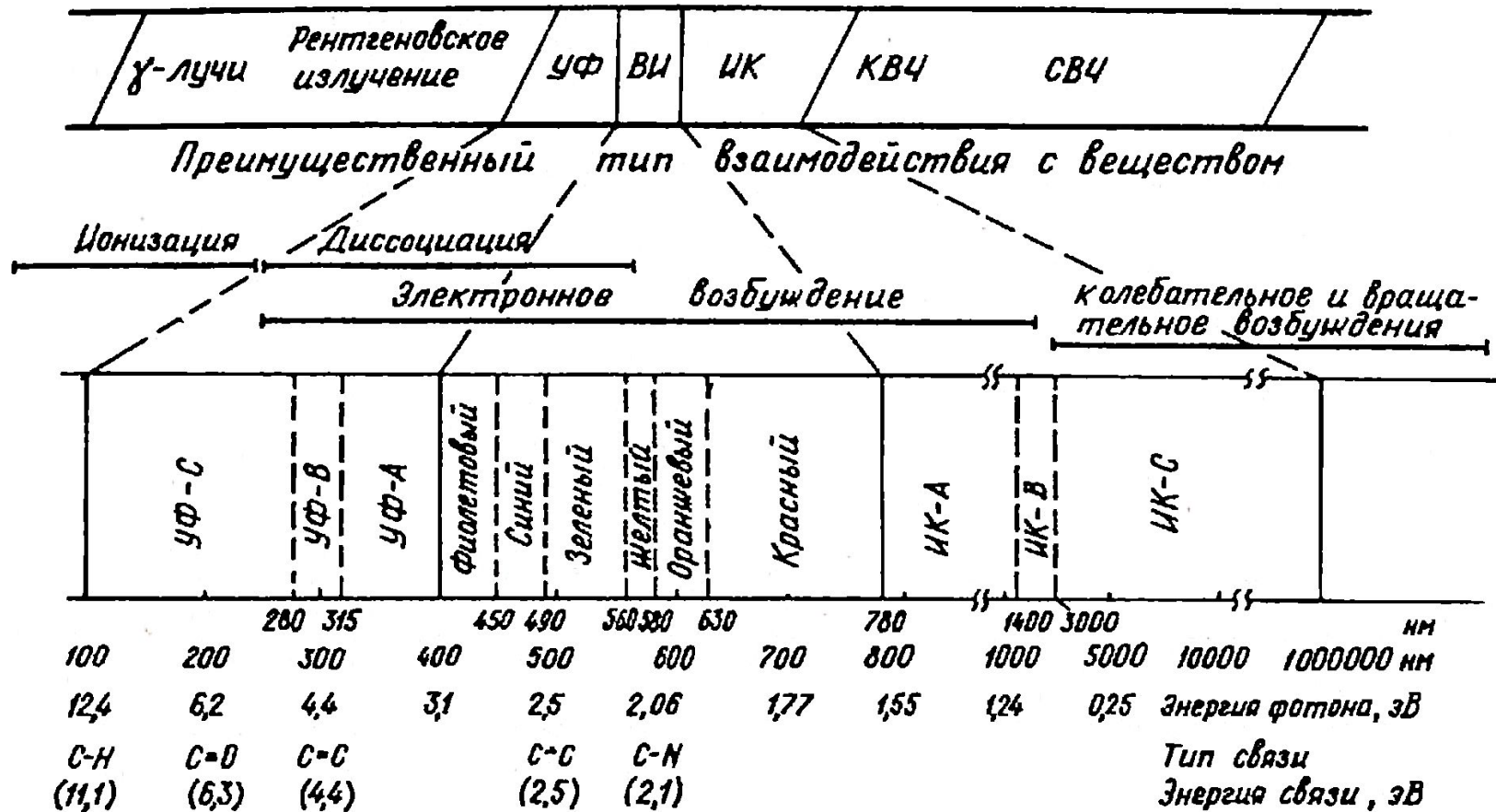
# ***ЛАЗЕРЫ В МЕДИЦИНЕ***

# Виды взаимодействия лазерного излучения с биотканью



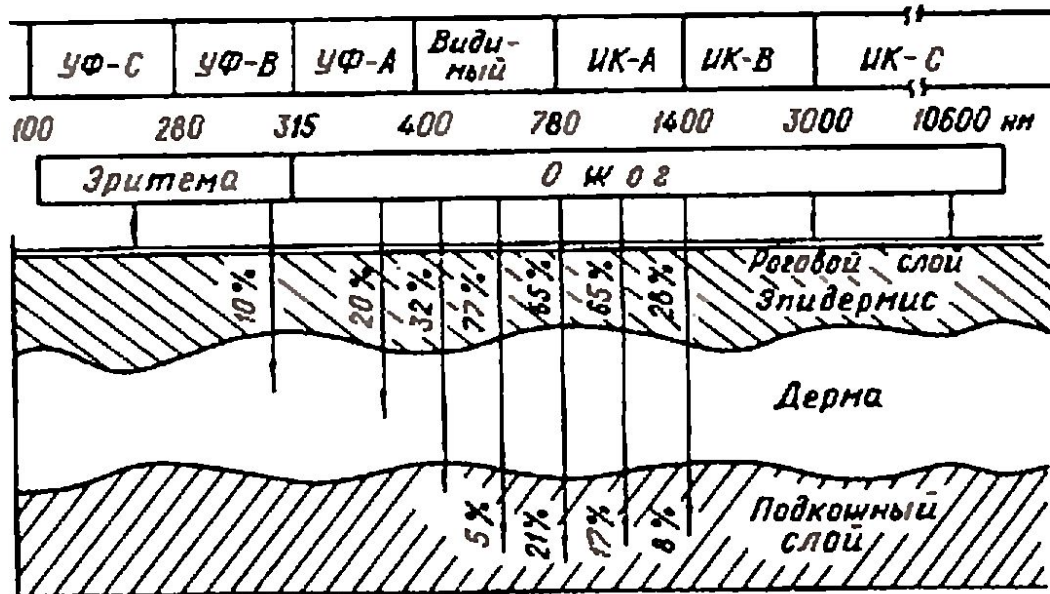
1. Невозмущающие процессы
2. Фотохимическое или тепловое действие
3. Процессы, приводящие к фоторазрушению (абляция, фотокоагуляция)
4. Влияние светового излучения на функционирование живой материи

1. Время облучения
2. Режим облучения (непрерывный или импульсный)
3. Периодичность
4. Длительность (пороговая длительность зависит от длины волны и интенсивности)

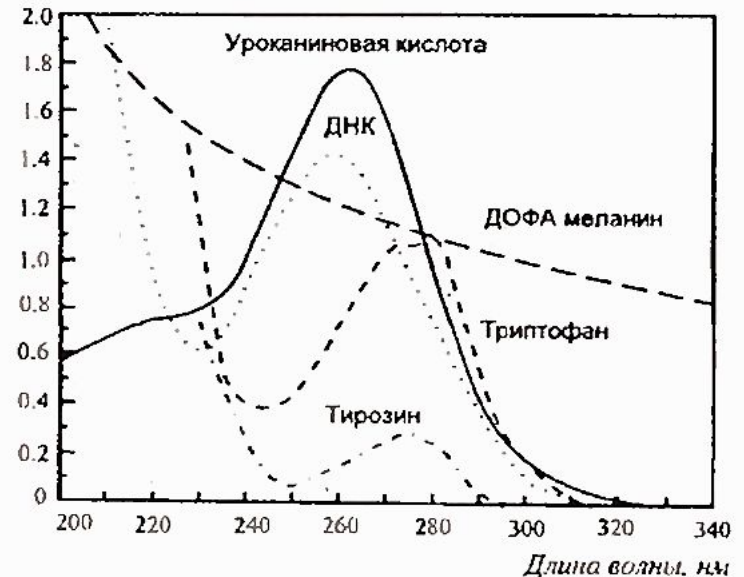


# Пропускание света оптических длин волн кожей и УФ-спектры поглощения эпидермальных хромофоров.

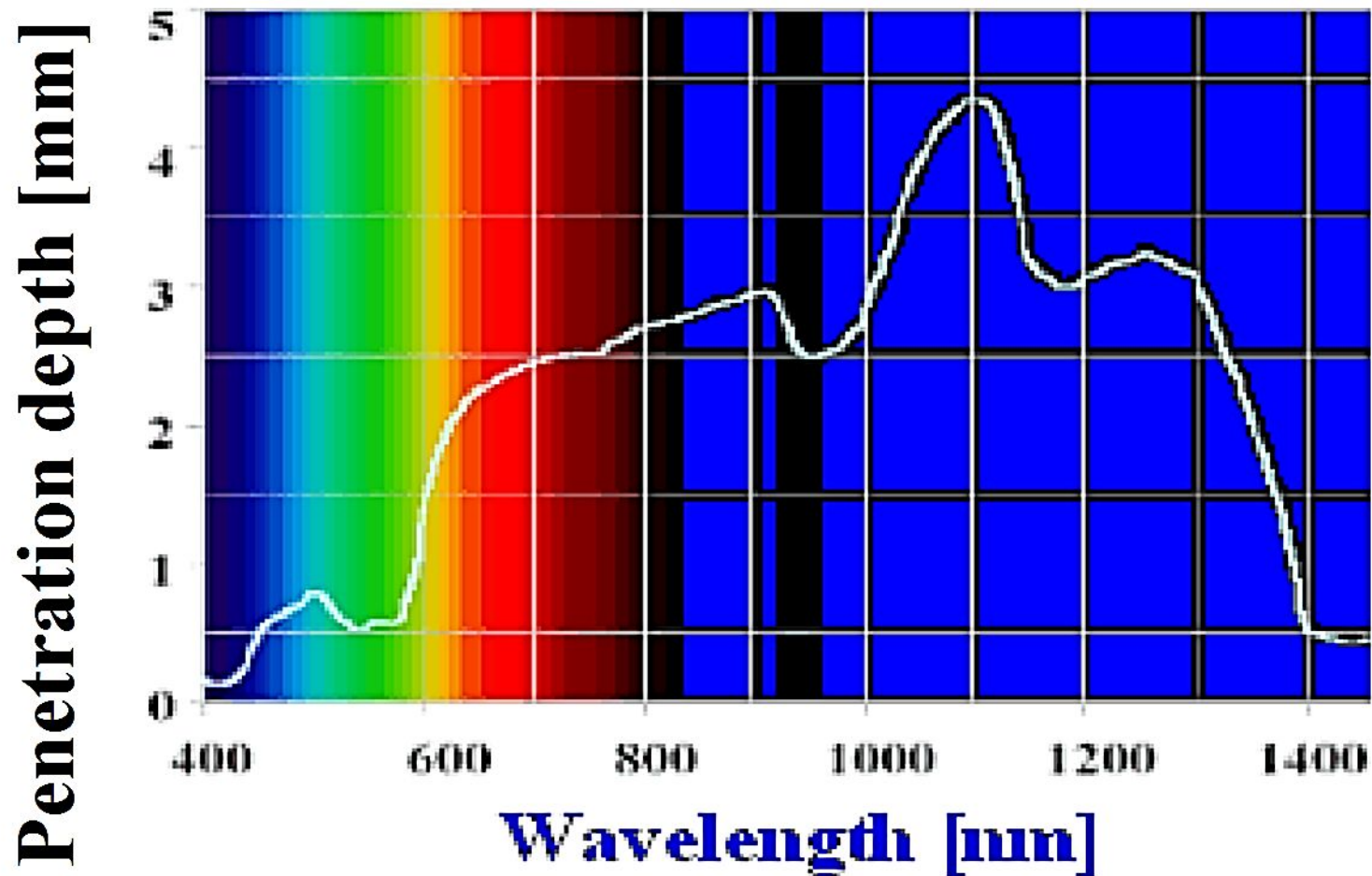
«терапевтическое окно» 0,6 -1,5 мкм



Оптическая плотность



# Проникновение света в биологические ткани



# Оптические свойства тканей организма

По порядку величины энергия, соответствующая энергии электронных переходов молекулы, - 2-10 эВ - совпадает с энергией квантов УФ и видимого излучений. Энергия колебательных уровней соответствует средневолновому ИК излучению, а вращательных уровней – дальней ИК области спектра и микроволновому радиоизлучению. Ближний ИК диапазон «прозрачен» для биологических тканей, поскольку его кванты уже практически не возбуждают электронных переходов, но все же еще имеют слишком высокую энергию для эффективного возбуждения колебательных степеней свободы молекул. Вследствие указанных причин инфракрасное излучение с длиной волны 800–1500 нм соответствует «окну прозрачности» для биологических тканей.



# Глубина проникновения света в биоткань

Тип ткани	$\lambda$ , нм	$l$ , мм	Тип ткани	$\lambda$ , нм	$l$ , мм
Ткани руки человека (in vivo)	600	1.4	Стенка мочевого пузыря	633	1.9
	650	2.0		1064	5.2
	700	2.6	Эпителиальная карцинома мочевого пузыря	633	2.2 — 2.3
	750	2.7		1064	5.2
	800	3.0	Слизистая оболочка бронхов	633	1.1
	850	3.0			
900	3.0				
Ткани человека (посмертно)			Спавшаяся ткань легких	633	0.9
Белое вещество мозга подростка	515	0.4 — 0.6	Чешуйчатая карцинома легких	633	1.6
	660	1.2 — 1.6			
	1064	3.2 — 4.3			
Мозг новорожденного	515	1.1 — 1.7	Стенка аорты: частично обызвествленная	515	0.2 — 0.4
	660	3.7 — 5.4		633	0.7 — 1.0
	1064	7.1 — 8.8			
Астроцитома	515	0.5 — 1.3	в области некротической язвы	633	0.4
	660	2.0 — 3.0		515	0.4
	1064	3.0 — 6.3	в норме при ненарушенном кровоснабжении	633	1.1
Полиморфная глиобластома	515	1.4	Жировая ткань, прилегающая к аорте	515	0.7
	1064	6.6		633	1.8
Овсяно-клеточные метастазы рака легких в мозге	515	0.6	In vitro измерения		
	660	1.3	Ретинобластома человека, перевитая бестимусной мышью	600	2.9
1064	2.8	650		3.8	
Опухолевые ткани мыши (измерения in vivo с помощью изотропного волоконного светоприемника)				700	4.0
				750	4.0
				800	4.1
				850	4.2
			900	4.3	
Ретинобластома бестимусной мыши	488	1.6	1064	5.1	
	515				
	630				
	665				
	1064				
Карцинома молочной железы (линия СЗН)	488	1.1	Ткани быка (измерения с помощью волоконного светоприемника)		
	515				
	630		Мышечная ткань	633	2.6±0.5
	665		2.0	1064	4.3±0.9
	1064		3.7	Печень	633
В 16 пигментированная меланома (линия С57)	630	0.5	1064	3.1±0.5	
	665	0.5	Мозг теленка	633	2.9±0.7
	1064	2.0		1064	4.0±0.8
В 16 пигментированная меланома бестимусной мыши	650	0.28	Мозг свиньи	600	1.8
	700	0.34		650	2.4
	750	0.41		700	2.9
	800	0.50		750	3.0
	850	0.56		800	3.3
	900	0.64		850	3.5
	900	0.64		900	3.7
	1064	1.4		1064	4.0

# Реакции биоткани в зависимости от температуры

T, °C	Гистологический эффект	Оптический эффект
37	Отсутствует	Отсутствует
43-45	Деактивация ферментов, изменения в клеточных мембранах и зависимости от времени облучения - образование отеков, гибель клеток.	Отсутствует
≥ 60-70	Денатурация белков, коагуляция, некроз	Сероватая окраска, увеличение рассеяния, термически индуцированная частичная или полная потеря естественного двулучепреломления
≥ 100	Испарение внутриклеточной и межтканевой жидкости, обезвоживание ткани, "попкорн"- эффект	Увеличение рассеяния, изменение поглощения
≥ 400-500	Сгорание ткани, карбонизация	Увеличение рассеяния, изменение поглощения



*L.O.Svaasand, T.Boerslid, M. Oeveraasen.  
Lasers in Surgery and Medicine, v.5, 1985, 589-602.*



# Методы измерения оптических параметров биотканей

## Прямые

Коэффициент экстинкции

Фактор анизотропии рассеяния

Диффузионная длина свободного пробега

в рамках различн. моделей)

## Косвенные

(предполагают решение обратной задачи)

Итерационные (подбор пар-ров)

Неитерационные (исп.уравн.

# Оптические характеристики биотканей человека

Биоткань	$\lambda$ , нм	$\mu_a$ , см <sup>-1</sup>	$\mu_s$ , см <sup>-1</sup>	$\mu_{s0}$ , см <sup>-1</sup>	$g$	Примечания	
Женская грудь:	жировая ткань в норме ( $n = 23$ )	749	0.18 (0.16)	8.48 (3.43)	-	-	Биоптаты, ФР, 37°C, [119]
		789	0.08 (0.10)	7.67 (2.57)	-	-	
		836	0.11 (0.10)	7.27 (2.40)	-	-	
	фиброзная ткань в норме ( $n=35$ )	749	0.13 (0.19)	9.75 (2.27)	-	-	
		789	0.06 (0.12)	8.94 (2.45)	-	-	
		836	0.05 (0.08)	8.10 (2.21)	-	-	
	инфильтрирующая карцинома ( $n = 48$ )	749	0.15 (0.14)	10.91 (5.59)	-	-	
		789	0.04 (0.08)	10.12 (5.05)	-	-	
		836	0.10 (0.19)	9.10 (4.54)	-	-	
	муциновая карцинома ( $n = 3$ )	749	0.26 (0.20)	-	6.15 (2.44)	-	
		789	0.016 (0.072)	-	5.09 (2.42)	-	
		836	0.023 (0.108)	-	4.78 (3.67)	-	
	карцинома протоков in situ ( $n=5$ )	749	0.076 (0.068)	-	13.10 (2.85)	-	
		789	0.023 (0.034)	-	12.21 (2.45)	-	
		836	0.039 (0.068)	-	10.46 (2.65)	-	
Женская грудь:	железистая ткань	700	0.47	284	-	0.95	Гомогенизированная ткань, [147]
		900	0.62	198	-	0.95	
	жировая ткань	700	0.70	172	-	0.95	
		900	0.75	158	-	0.95	
	фиброзная киста	700	0.22	268	-	0.95	
		900	0.27	190	-	0.95	
	фиброаденома	700	0.52	144	-	0.95	
		900	0.72	106	-	0.95	
	карцинома	700	0.45	236	-	0.95	
		900	0.50	178	-	0.95	

# Оптические свойства тканей

- Коэффициент поглощения  $\mu_a$
- Коэффициент рассеяния  $\mu_s$
- Коэффициент ослабления среды безразмерная величина  $\mu = \mu_a + \mu_s$
- Коэффициент ослабления связан с коэффициентом пропускания  $T$ :  
 $\mu = 1/T$ , а с оптической плотностью  $D$  — уравнением  $\mu = 10^D$
- $\mu$  зависит как от свойств самого тела, так и от угла падения, спектрального состава и поляризации излучения

Длина волны 600 – 700 нм:

$\mu_a \ll \mu_s$  доминирует многократное рассеяние (слабо пигментированные мягкие ткани !)

Длина волны 200 – 600 нм:

$\mu_a \gg \mu_s$  доминирует поглощение (УФ - все виды тканей, видимый диапазон - сильно пигментированные мягкие ткани !)

- Рассеяние вперед (средний косинус фазовой функции рассеяния  $\gamma > 0,6$ )
- Малая длина свободного пробега фотонов ( 100 мкм при  $\lambda = 633$  нм)
- Коэффициент диффузии излучения  $D$
- Эффективный коэффициент ослабления  $K_{\text{эфф}}(\text{мм}^{-1})$
- Эффективная глубина проникновения излучения  $K^{-1}_{\text{эфф}}(\text{мм})$

# Управление оптическими свойствами биообъектов

Характер отражения, поглощения, рассеяния и флуоресценции биообъекта можно эффективно изменять разнообразными искусственными приемами. Например, окрашиванием можно изменять спектры отражения и поглощения. Такие биообъекты называются **сенсibiliзирoванными**, т. е. их чувствительность к свету изменена. Сенсibiliзацию биологического материала широко используют при изучении механизмов взаимодействия света с отдельными компонентами этого материала, а также в практической биомедицине для диагностики и селективной фотодеструкции отдельных компонентов биообъекта.

Для мягких биологических тканей можно существенно, до 40 раз, увеличить их пропускание за счет несильного сдавливания. «Просветление» живой ткани связано с повышением ее оптической однородности за счет уплотнения рассеивающих центров (коллагеновых волокон мышечной ткани) и вытеснения крови из области надавливания, что способствует повышению показателя преломления базового вещества (сравним с показателем преломления мышечной ткани). Выравнивание показателей преломления светорассеивающих центров и базового вещества можно осуществлять и за счет введения в ткань соответствующих препаратов.

# Методы диагностики

## Микродиагностика

Линейная и нелинейная атомная и молек. лазерная спектроскопия:

- Лазерная резонансная фотоионизация;
- Лазерно-флуорисцентная спектроскопия с применением фотосенсибилизаторов;
- Лазерная микрофлуориметрия отдельных живых клеток;
- Абсорбционная фурье-спектроскопия;
- Оптико-акустическая спектроскопия

## Макродиагностика

(методы упругого и квазиупругого рассеяния, интерферометрия и голография)

Рассеяние, дифрактометрия, интерферометрия, голография: Цитометрия и нефелометрия;  
Лазерная томография;  
Поляризационная нефелометрия;  
Лазерная спектроскопия квазиупругого рассеяния;  
Диффузионно-волновая спектроскопия; голографическая топография



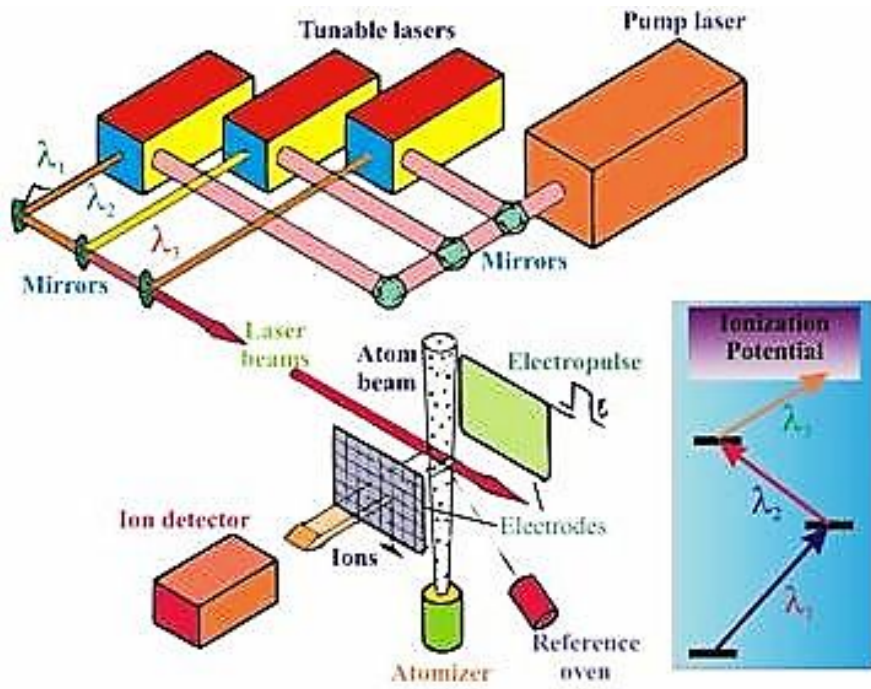
# МИКРОДИАГНОСТИКА

---

- Лазерно-флуоресцентная спектроскопия с применением сенсibilизаторов патологических тканей, например производных гематопорфирина, оказывается очень эффективной при ранней диагностике раковых и других заболеваний.
- Лазерная микрофлуориметрия отдельных живых клеток или органелл - пример неразрушающего метода микроспектрального анализа биообъектов (флуоресцентное картирование генов). Пространственное разрешение метода 0,3 мкм.
- Лазерный отбор микропробы с поверхности биообъекта путем испарения микрообъема вещества (1 мкм<sup>3</sup>) с последующим масс-спектральным анализом пара лежит в основе лазерной микроаналитической масс-спектрологии (ЛАММА-метод) и промышленных лазерных масс-анализаторов.
- Спектроскопия комбинационного рассеяния света, позволяя получать информацию о структуре колебательных подуровней электронных состояний молекулы, чувствительна к изменению конформации молекулы: замене отдельных химических связей, изменению микроокружения молекулы.
- Оптико-акустическая спектроскопия имеет свои преимущества при исследовании биологических объектов за счет малого влияния рассеяния на результаты измерения спектров поглощения, что очень важно для неоднородных по структуре биологических сред. Лазерное возбуждение обеспечивает высокое спектральное разрешение, локальность и дистанционность анализа, возможность использования волоконной техники.

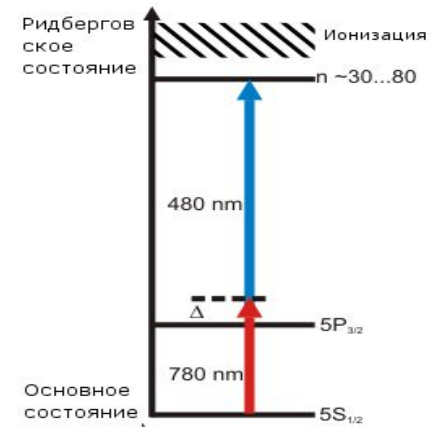
# Резонансная фотоионизационная спектроскопия

- метод селективного воздействия лазерным излучением на атомном уровне - резонансная многоступенчатая ионизация, которая позволяет как разделять атомы, в том числе изотопы, так и детектировать их. Впервые осуществлена на примере атомов Rb в 1971 г. (Р.В. Амбарцумян).



ПРИМЕНЕНИЕ: детектирование очень редких изотопов и одиночных атомов; детектирование короткоживущих ядер на ускорителе; разделение изотопов, ядерных изомеров; получение чистых фотоионных пучков и т.д.

Схемы ступенчатой ионизации через Ридберговские и автоионизационные состояния



# МАКРОДИАГНОСТИКА

В основе макродиагностики лежит использование высокой монохроматичности и когерентности лазерного излучения, что позволяет измерять положение, скорость, малые перемещения и форму различных компонентов биологических объектов.

- **В пролетной цитометрии** лазер используют для ускорения анализов и сепарации отдельных клеток за счет точных измерений их флуоресценции. Цитофлуориметры первого поколения созданы на основе Ar лазеров с  $\lambda=488$  нм. Второе поколение - на основе более коротковолнового He — Cd лазера с  $\lambda=441,6$  нм.
- **Лазерная анемометрия** заключается в измерении малых скоростей движения биологических жидкостей (например, скорости кровотока в сосудах, подвижности бактерий и пр.). Метод основан на измерении доплеровского сдвига частоты излучения лазера, возникающего при обратном рассеянии света от движущихся частиц микронного размера.
- **Голография и интерферометрия** позволяют получать трехмерные изображения биообъектов, контуры этих объектов могут быть картированы, а их деформации проанализированы в реальном масштабе времени (нашли применение в ортопедии, радиологии, офтальмологии и др.). Большие потенциальные возможности в этом смысле имеет классическая интерферометрия при использовании лазерных источников (например, при создании ретинометров — устройств для определения ретинальной остроты зрения), а также спекл-интерферометрия (например, для определения структуры и шероховатости некоторых биотканей).

# Лазерная терапия

В основе лазерной терапии лежит управление биохимическими процессами с помощью света, возбуждающего биомолекулы. Возбужденная молекула либо сама принимает участие в химической реакции, либо передает свое возбуждение другой молекуле, участвующей в химических превращениях. Различают **однофотонное возбуждение** (малые интенсивности света — линейная фотобиология) и **многофотонное** (большие интенсивности — нелинейная фотобиология), когда молекула может поглотить более чем один фотон.

**ФДТ** основана на возбуждении видимым светом молекул гематопорфирина (красителя, применяемого для целей ФДД) и передаче этого возбуждения через триплетные состояния молекулам кислорода, присутствующим в тканях. В свою очередь, молекулы кислорода возбуждаются в синглетное состояние, которое является химически активным и разрушает клетки. Этот процесс называют фотодинамическим эффектом.

**Терапия** с помощью лазеров **в красном диапазоне** нашла широкое применение для лечения трофических и долго не заживающих ран и язв. Местный лечебный эффект низкоинтенсивного излучения на длинах волн He—Ne (632,8 нм), He—Cd (441,6 нм) и GaAs (830 нм) лазеров, по-видимому, связан с регуляторным действием света этих длин волн на пролиферативную активность клетки (скорость прохождения клеточного цикла), когда свет выступает в роли триггерного регулятора клеточного метаболизма. Фотоакцепторами низкоинтенсивного монохроматического лазерного излучения в клетке являются эндогенные сенсibilизаторы.

# Многофотонное возбуждение биомолекул

Применение короткого лазерного импульса сравнительно небольшой энергии, но большой пиковой мощности вызывает многофотонное возбуждение биомолекул. Для двухступенчатого возбуждения триплетных уровней достаточно импульсов наносекундной длительности, для более короткоживущих синглетных уровней - необходимы длительности в пикосекундном диапазоне. Например, использование двухквантового возбуждения электронных состояний биомолекул в растворах приводит к диссоциации и образованию радикалов молекул растворителя. Принципиальное отличие такого фотолиза от  $\gamma$ -радиолиза состоит в том, что молекулы растворителя диссоциируют только вблизи молекул-хромофоров, которые поглощают лазерное излучение, а не во всем облучаемом объеме. Этот эффект может найти применение в лазерной терапии раковых опухолей.

За счет исключения синглет-триплетной конверсии двухквантовое возбуждение позволяет повысить эффективность фотохимической реакции. Например, переход от низкоинтенсивного возбуждения ( $1 \text{ Вт/см}^2$ ) к высокоинтенсивному повышает квантовую эффективность фотомодификации порфирина в растворе в 100 раз, что дает более сильный цитотоксический эффект.

Таким образом, многофотонное возбуждение биомолекул является основой новой эффективной нелинейной фототерапии, использующей короткие лазерные импульсы, способные производить значительные фотохимические эффекты при таких малых средних интенсивностях, когда тепловые эффекты отсутствуют.



# Офтальмология

- Снижение внутриглазного давления при глаукоме (увеличение дренажа водянистой жидкости из глаза, понижающий внутриглазное давление )
- Лазерное лечение заболеваний сетчатки

# Лазерная литотрипсия

- дробление почечных камней в почках, мочевом пузыре, уретре или мочеточнике (канал, связывающий почку с мочевым пузырем) и желчных камней в желчном протоке. Лазерное излучение подводится к камню уретероскопа под общей анестезией через уретру или лапороскопически, фокусируется волоконным световодом на камень и постепенно разбивает его в песок, который вымывается мочой или желчью.

# Косметология

- **“Подтяжка” лица: внутренний ожог кожи лазерным излучением, при котором эпидермис охлаждается криогенным спреем или другим способом, а в дермисе достигается высокая температура. Благодаря этому достигается коагуляция коллагена в дермисе при сохранении неповрежденным эпидермиса.**
- **Фотоэпиляция** (разрушение волосяного фолликула)
- **Снятие татуировок.** Свет разрушает чернила в коже, а естественные фильтрующие системы организма очищают остатки чернил.

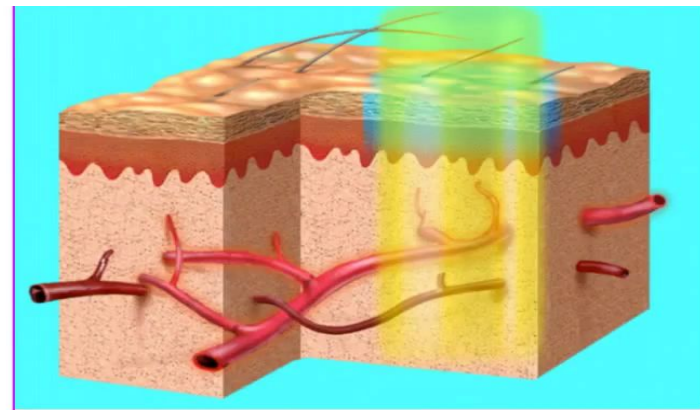
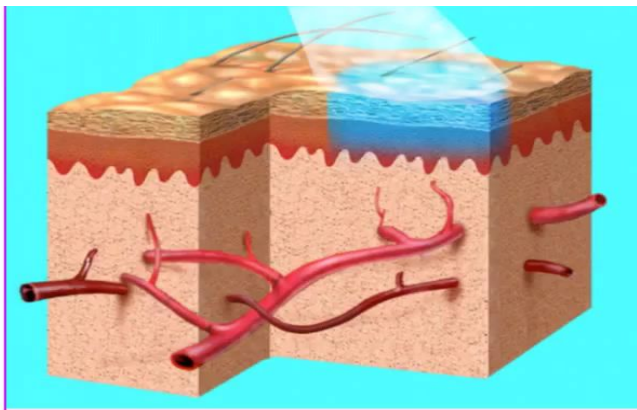
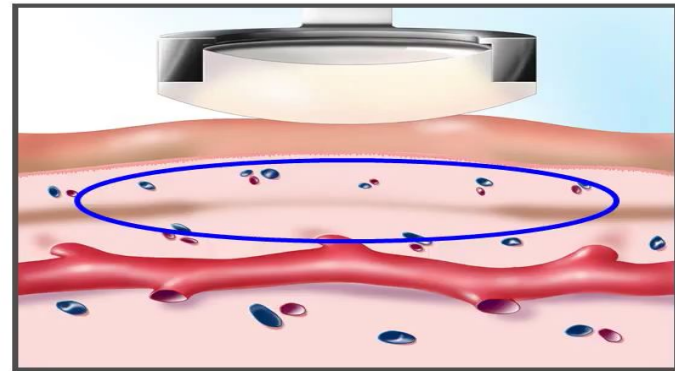
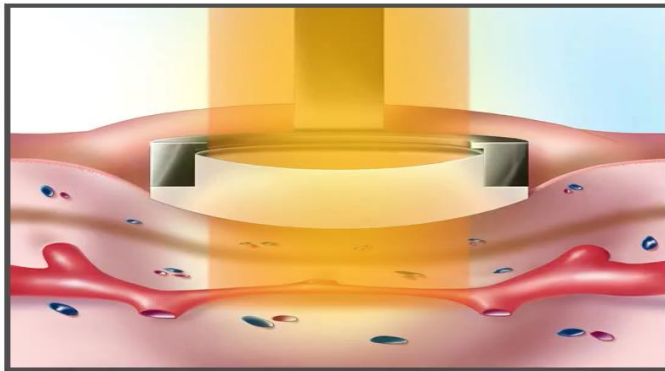
# Vbeam Perfecta

- Пигментные поражения
- Омоложение кожи
- Морщины
- Акне
- Шрамы и растяжки
- Псориаз
- Бородавki
- Пойкилодермия



**Vbeam™ Perfecta** - новейший импульсный лазер на жидком красителе с длиной волны 595 нм последнего поколения в полной комплектации, оснащенный встроенным охлаждающим устройством (Candela, производство США) – один из самых прогрессивных и безопасных лазеров для устранения фактически всех сосудистых повреждений лица. Использует технологию микроимпульса (излучение разбивается на «пакеты», состоящие из восьми коротких импульсов) и систему динамического охлаждения [DCD](#).

Принцип работы лазера для лечения сосудистой патологии кожи основан на «склеивании» стенок патологического кровеносного сосуда под воздействием лазерного излучения. Лазерная энергия попадает через кожу в патологический кровеносный сосуд, нагревает отдельные компоненты крови. Сосуд слипается и рассасывается.



Cryogen Spray



Delay



Laser Pulse

Dynamic Cooling Device



# ЛАЗЕРНОЕ УДАЛЕНИЕ НОВООБРАЗОВАНИЙ КОЖИ СО2-лазер

**СО2-лазер** - золотой стандарт удаления новообразований кожи. Удаление СО2-лазером новообразований кожи на лице и теле – современный, эффективный, бесконтактный и практически безболезненный метод лечения.

## **Принцип действия:**

Лазерное излучение определенной волны воздействует на клетки новообразования, находящегося в эпидермальном и дермальном слое, разрушая их. При этом здоровые клетки не повреждаются, и рубцов после процедуры не остается.

## **Показания:**

**Невус (родинка)** - порок развития, который характеризуется появлением на коже пятен или образований полусферической формы, состоящих из так называемых невусных клеток.

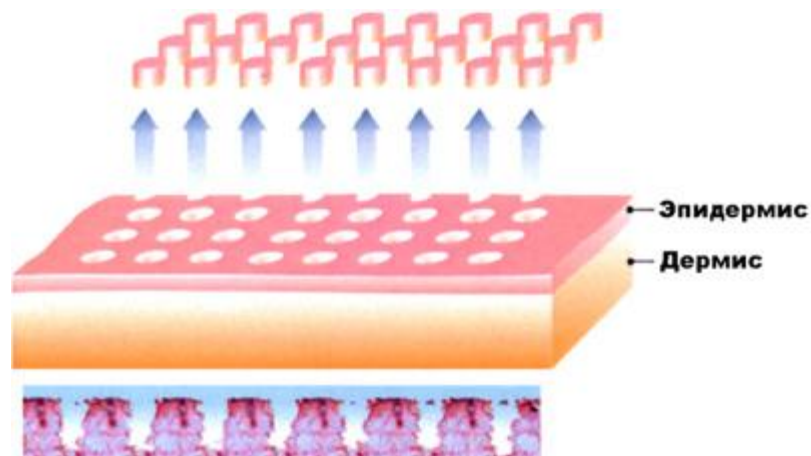
# ЛАЗЕРНОЕ ЛЕЧЕНИЕ РУБЦОВОЙ ПАТОЛОГИИ КОЖИ

## Фракционный Er: YAG 2940 нм лазер

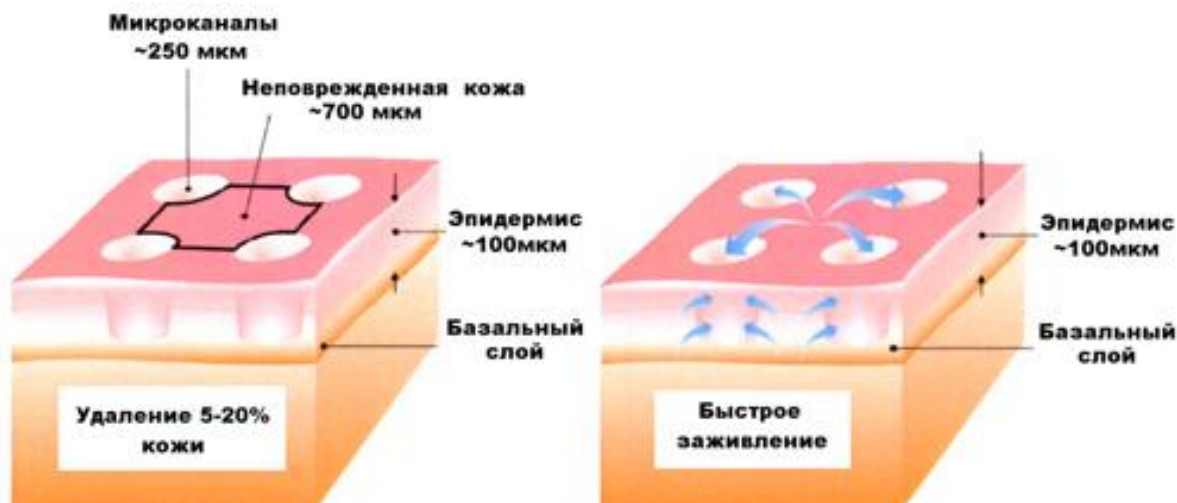
**JOULE** (Sciton, Inc. производство США) новейшая лазерная платформа. Основным направлением использования платформы JOULE является коррекция рубцов.

**Принцип действия:** Импульсная энергия вызывает контролируемое испарение кожи (абляцию эпидермиса помимо абляционного повреждения дермы различной глубины) в соответствии с принципами селективного фототермолиза. Под фракционным абляционным термолизом понимают высокотемпературное контролируемое удаление микро- участков ткани и сопряженные с ним процессы в виде распространения тепла и нагрева структур, прилежащих к зоне абляции. После испарения дезорганизованных клеток эпидермиса создаются многочисленные зоны теплового повреждения – микротермальные лечебные зоны (МЛЗ) контролируемой ширины, глубины и плотности, происходит структурная реорганизация коллагена и эластина в дерме, что проявляется в улучшении внешнего вида и текстуры кожи.

Схема образования микротермальных лечебных зон при фракционном абляционном фототермолизе



Схематическое изображение микроканалов и процесса их заживления



Микроскопические эпидермальные некротические остатки состоят из поврежденных эпидермальных и дермальных клеток, а так же меланина и эластина. Эти частицы вытесняются трансэпидермально в период между 3-им и 7-ым днём после лазерной обработки.

Внутри обработанных участков обнаруживаются клеточные маркеры заживления ран дермальной поверхности и синтеза нового коллагена: белки температурного шока 70, коллаген III, ядерный антиген пролиферирующих клеток, альфа-гладкий мышечный актин.

Пролиферативная стадия воспаления, развившегося на месте **микротермальных лечебных зон (МЛЗ)**, включает в себя синтез новых структурных элементов эпидермиса и дермы, а также реорганизацию окружающего пространства. Процесс заживления отличается от наблюдаемого при других методиках, поскольку находящиеся между МЛЗ интактные зоны кожи содержат большое количество жизнеспособных клеток, внутриэпидермальные стволовые клетки и фибробласты. Таким образом, восстановление микроструктуры кожи в зоне воздействия происходит быстро, с минимальными побочными эффектами.

# Лазерная хирургия

Преимущества лазерной хирургии хорошо известны — **бесконтактность**, дающая абсолютную стерильность; **бескровность**; **селективность**, позволяющая выбором длины волны облучения разрушать патологические ткани, не затрагивая окружающие здоровые; широкий диапазон интенсивностей - возможность обеспечивать требуемое воздействие на биообъект: плавление и **выпаривание при сравнительно небольшом разогреве**, **гидродинамическое** разрушение за счет локального интенсивного импульсного нагрева или **фотохимическое разрушение**; широкие возможности **микрохирургии** благодаря высокой степени фокусировки пучка и пороговому характеру фоторазрушения.

Наиболее значительны достижения лазерной хирургии в офтальмологии: операции на стекловидном теле, фотокоагуляция сетчатки, лечение диабетической ретинопатии, приваривание отслоившейся сетчатки, пробивка отверстий для обеспечения нормального функционирования шлеммова канала при лечении глаукомы и пр.

Широкие возможности лазерной хирургии открылись с появлением волоконных световодов, способных передавать значительные мощности. Например, применение волоконно-оптических катетеров позволяет реализовать **лазерную ангиопластику** — разрушение (абляцию) склеротических бляшек в кровеносных сосудах. Для испарения бляшки достаточно в течение 1—40 с облучать ее светом аргонового лазера мощностью 3—4 Вт. Наиболее перспективны для этих целей эксимерные лазеры ( $\lambda=200—300$  нм), поскольку разрушающее действие импульсного УФ излучения на бляшки носит в основном фотохимический характер, требуемая энергия при этом существенно меньше - снижается опасность повреждения стенок сосудов.

# Лазерная хирургия и микрохирургия

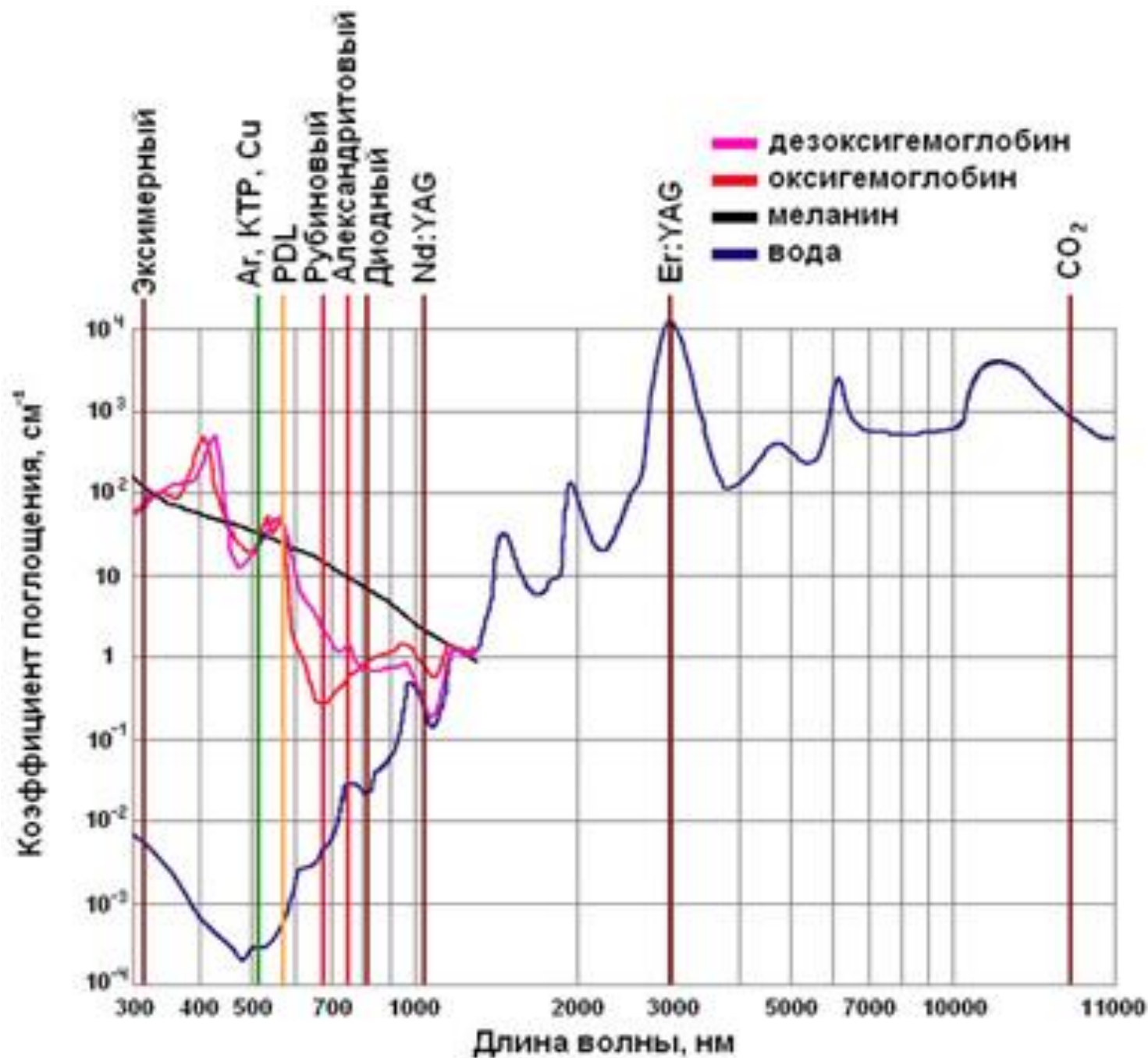
В последнее время УФ излучение эксимерных лазеров начинает использоваться для коррекции дефектов зрения за счет послойной абляции тканей роговицы. Малая глубина проникновения УФ излучения в ткань позволяет осуществлять тонкий послойный контроль за процессом абляции.

Значительные перспективы в биологии имеет лазерная микрохирургия живых клеток. Локальность воздействия может быть доведена до 0,01 мкм. Широкие пределы изменения длины волны лазерного излучения и длительности импульса позволяют реализовать любой из видов фоторазрушения от теплового до многофотонного фотохимического. Все это дает новые возможности в микрохирургии хромосом, митатических органелл и цитоплазмы, имеет выход в генетическую инженерию.

# Лазеротерапия

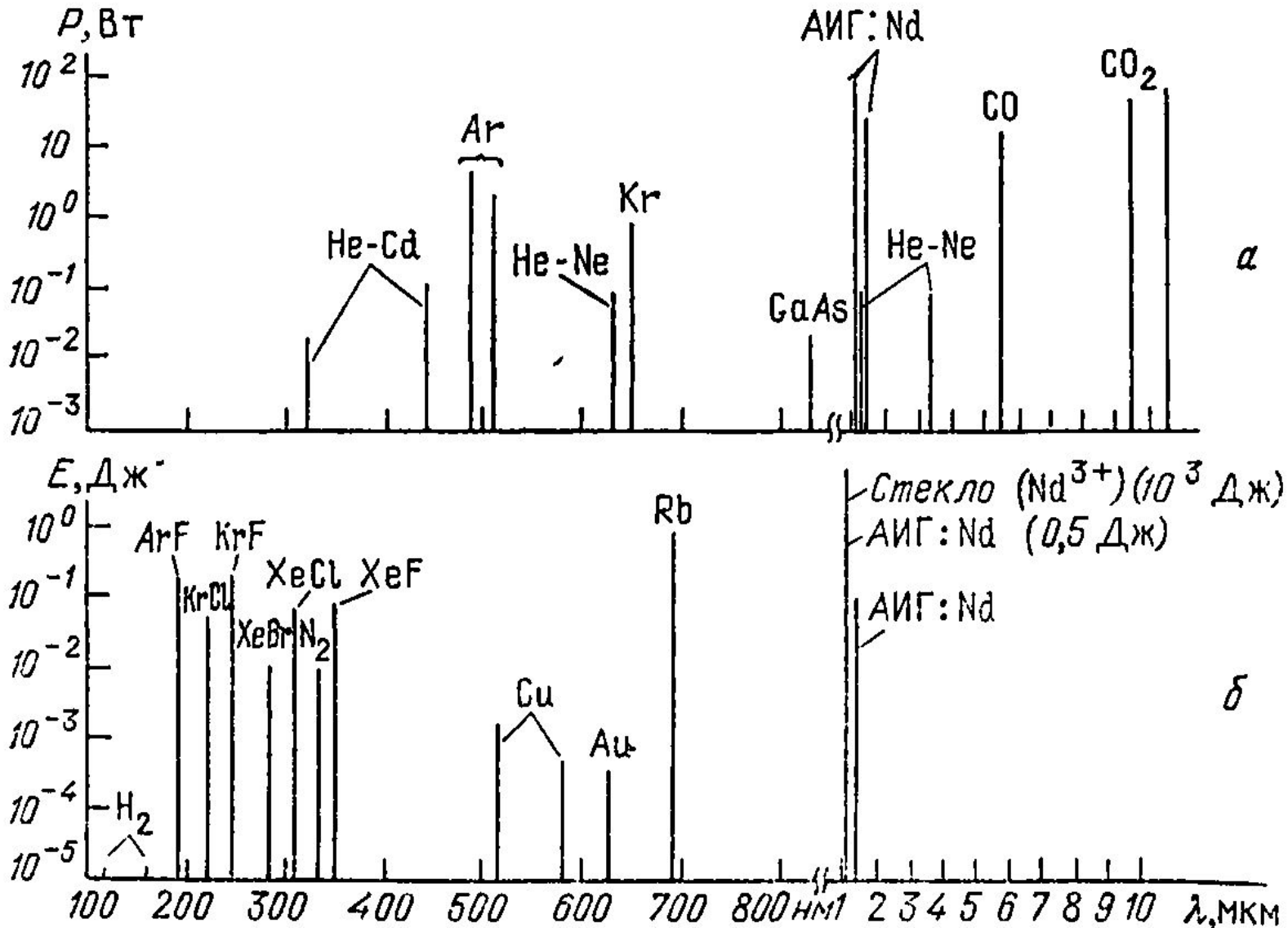
- При **наружном применении** лечение лазером происходит путем воздействия излучения на определенные зоны и точки тела. Свет проникает сквозь ткани на большую глубину и стимулирует обмен веществ в пораженных тканях, активизирует заживление и регенерацию ран, происходит общая стимуляция организма в целом.
- **Коррекция формы хрящей**
- При **внутривенной лазеротерапии**, через тонкий светопровод, который вводится в вену, лазерный луч воздействует на кровь. Внутрисосудистое действие низкоинтенсивным излучением позволяет воздействовать на всю массу крови. Это приводит к стимуляции кроветворения, усилению иммунитета, *повышению транспортной функции крови*, а так же способствует усилению метаболизма (*обмена веществ*).
- **Фотодинамическая терапия** использует токсичность порфирина для разрушения опухолей.





# Длины волн и энергетические параметры наиболее распространенных лазеров:

а — непрерывных, б — импульсных



# Хирургия

Применение лазеров в хирургической практике имеет ряд преимуществ, обусловленных спецификой воздействия лазерного излучения на биологические ткани.

- Высокая концентрация световой энергии в малых объемах позволяет избирательно воздействовать на биоткани и дозировать степень этого воздействия от коагуляции до их испарения и разреза. (Ar, CO<sub>2</sub>)
- Лазерное излучение позволяет удалять ткани, при визуальном контроле, не повреждая окружающие патологический очаг здоровые ткани, лазерные операции практически бескровные, заживление лазерных ран происходит быстрее и качественнее, чем при использовании других методов оперативного лечения.
- Бесконтактное удаление биологических тканей осуществляется с минимальной травматизацией и высокой точностью, что предотвращает образование рубцов.
- Хороший гемостаз в зоне воздействия лазера приводит к тому, что практически отсутствует отек в области раны, а, следовательно, послеоперационный период протекает легче.
- Лазерное излучение обладает бактерицидным действием - лазерные раны стерильны.
- Проникая глубоко в ткани, лазер активирует клетки - ускоряются процессы заживления лазерных ран.

# Поглощение света

● Поглощение света – это уменьшение интенсивности света при прохождении его через вещество. При поглощении энергия света переходит в другие виды энергии: энергию активизации, ионизации молекул, энергию теплового хаотического движения частиц в веществе и др.

Для однородного вещества поглощение света подчиняется **закону Бугера**: интенсивность света при прохождении через вещество толщиной  $d$  уменьшается по экспоненциальному закону:  $I = I_0 e^{-kd}$

$k$  – показатель поглощения, который зависит от природы вещества и длины волны падающего света.

Закон поглощения света для растворов называют **законом Бугера-Ламберта-Бера**: при прохождении монохроматического света через растворы небольшой концентрации ( $C \leq 20\%$ ) и при условии, что растворитель не поглощает данную длину волны, интенсивность света также убывает по экспоненциальному закону:  $I = I_0 e^{-\chi Cd}$ ,

где  $C$  – концентрация раствора;  $\chi$  – показатель поглощения для раствора единичной концентрации, зависит от природы растворенного вещества и длины волны падающего света.

# Поглощение света

Поглощение света является одной из характеристик эффективности взаимодействия света с исследуемым биологическим объектом. Спектры поглощения биообъектов определяются типом доминирующих поглощающих центров, так называемых хромофоров, и содержащейся в них водой.

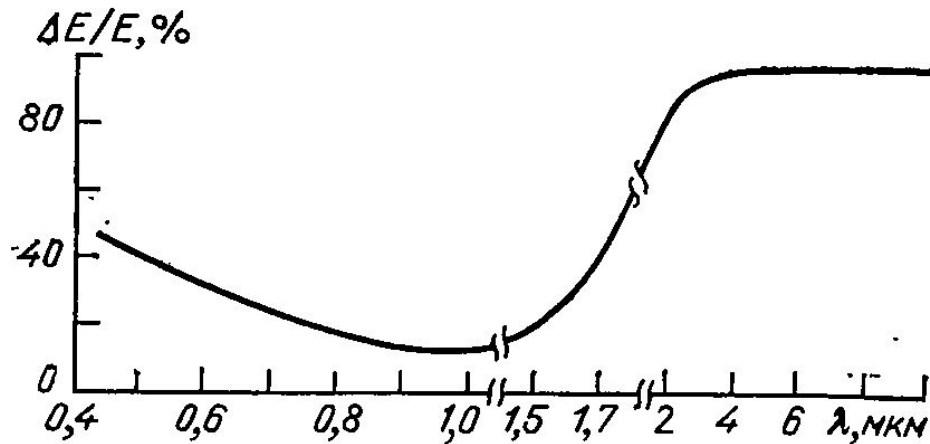


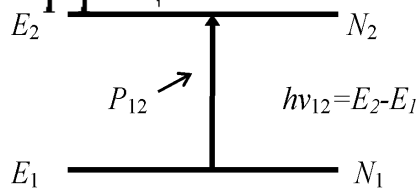
Рис. Зависимость доли световой энергии  $\Delta E/E$ , поглощенной кровенаполненной биотканью толщиной 1 мм, от длины волны  $\lambda$ .

# Поглощение света

Поглощение света связано с индуцированным дипольным моментом вещества  $\bar{\mu} = \sum e\bar{r}_i$ . Величина  $\bar{\mu}$  рассчитывается методами квантовой механики в соответствии с формулами:

$$i\hbar \frac{\partial \varphi}{\partial t} = H\varphi - (E \mu)\varphi \quad , \quad \mu_{12} = \langle \varphi_1 | \bar{\mu}_{12} | \varphi_2 \rangle \neq 0 \quad \text{и} \quad \varphi = \sum \varphi_i b_i \exp(-iE_i t / \hbar)$$

Вероятность поглощения кванта  $P_{12}$ :  $P_{12} = |\varphi|^2 = B_{12} \rho$ , здесь  $B_{12}$  - второй коэффициент Эйнштейна, а  $\rho$  - спектральная плотность излучения:



*Спектральная плотность характеризует распределение излучения по частотам, т.е. интенсивность, приходящуюся на единичный интервал частот.*

Интенсивность поглощенного излучения определяется энергией кванта  $h\nu_{12}$ , вероятностью перехода  $P_{12}$  и разностью населенностей двух уровней  $\Delta N = N_1 - N_2$  в соответствии с рисунком.

$$I = h\nu_{12} P_{12} \Delta N$$

# Спектры поглощения –

это зависимость показателя поглощения  $k$  (для твердых однородных веществ) или  $\chi$  (для растворов) от длины волны  $\lambda$ .

Поглощение света – это уменьшение интенсивности света при прохождении его через вещество. При поглощении энергия света переходит в другие виды энергии: энергию активизации, ионизации молекул, энергию теплового хаотического движения частиц в веществе и др.

Для однородного вещества поглощение света подчиняется **закону Бугера**; интенсивность света при прохождении через вещество толщиной  $d$  уменьшается по экспоненциальному закону:  $I = I_0 e^{-kd}$   
 $k$  – показатель поглощения, который зависит от природы вещества и длины волны падающего света.

Реальные спектры представляют собой широкие линии. Интегральная величина поглощения может быть рассчитана в соответствии с формулой:

$$K = \int K(\nu) d\nu = b\mu_{12}^2 \nu_{12}$$

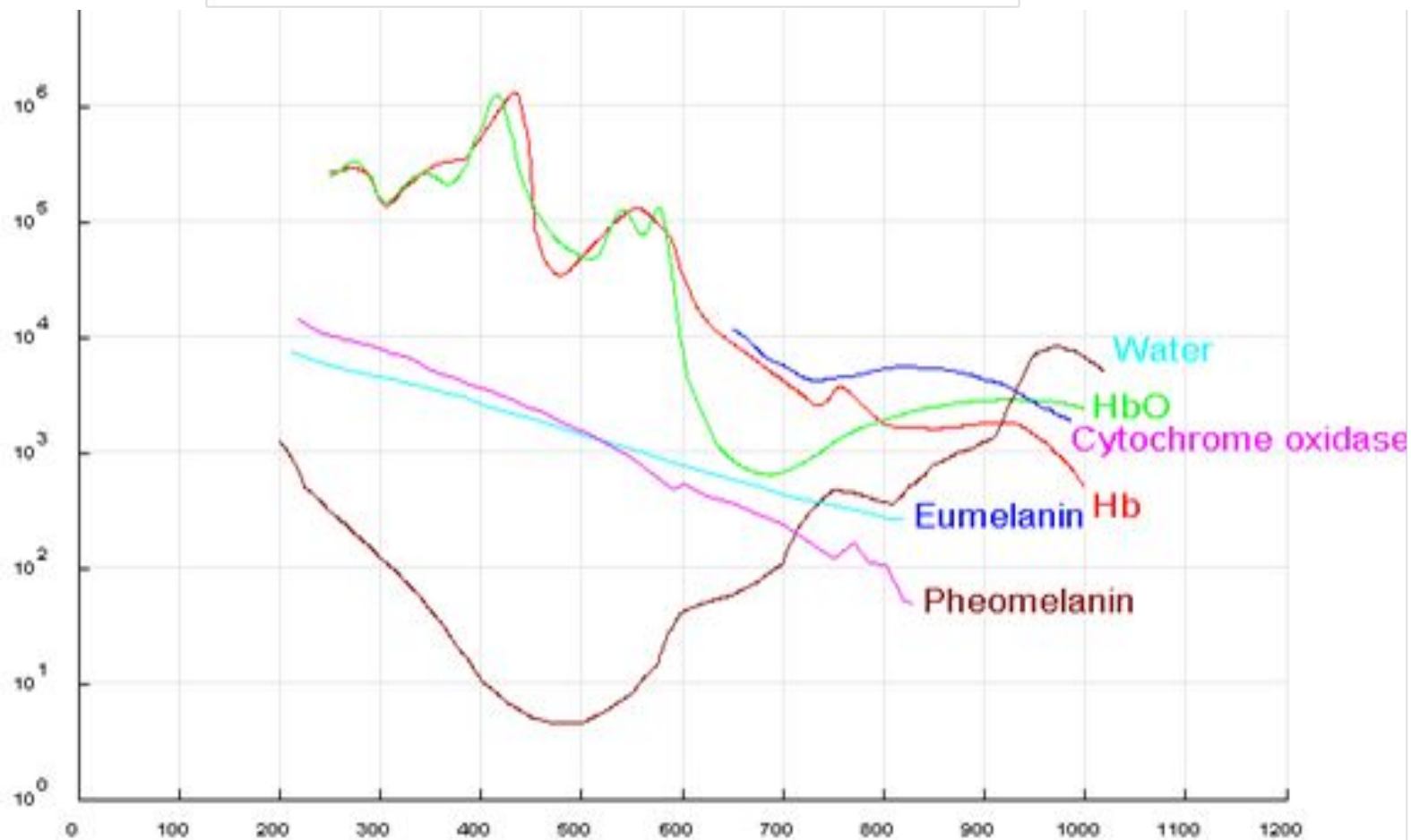
Интенсивность поглощенного света уменьшается пропорционально толщине поглощающего слоя в соответствии с законом Бугера:

$dI / I_0 = \alpha c dx$ , откуда следует экспоненциальное уменьшение интенсивности света с толщиной поглощающего слоя  $x$ :  $I = I_0 \exp(-\alpha cx)$

Пропускающая способность биотканей зависит от длины волны. При длинах волн больше 1400 нм биоткани из-за наличия в них воды становятся сильно поглощающими.

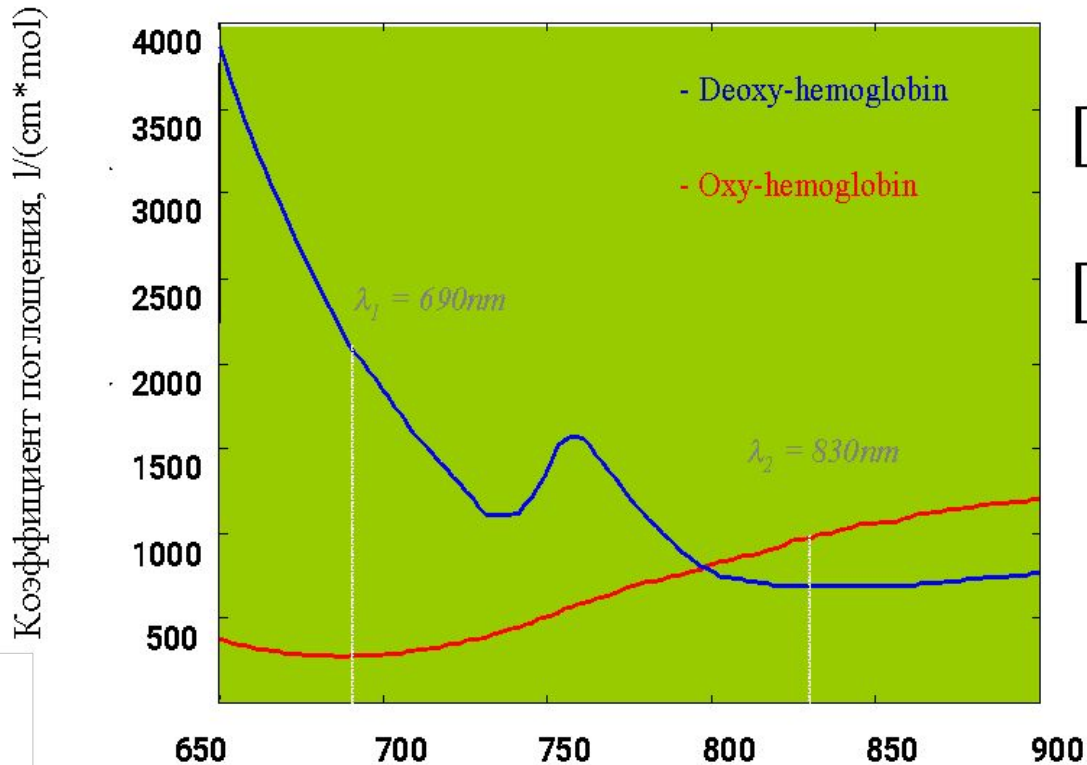


Коэффициент поглощения,  $l/(cm \cdot mol)$



Длина волны, нм

# ИК-диапазон



$$[Hb] = \frac{\epsilon_{HbO}^{\lambda_2} \mu_a^{\lambda_1} - \epsilon_{HbO}^{\lambda_1} \mu_a^{\lambda_2}}{\left( \epsilon_{Hb}^{\lambda_1} \epsilon_{HbO}^{\lambda_2} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} \epsilon_{HbO}^{\lambda_1} \right)}$$

$$[HbO] = \frac{\epsilon_{Hb}^{\lambda_1} \mu_a^{\lambda_2} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} \mu_a^{\lambda_1}}{\left( \epsilon_{Hb}^{\lambda_1} \epsilon_{HbO}^{\lambda_2} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} \epsilon_{HbO}^{\lambda_1} \right)}$$

$$[HbT] = [Hb] + [HbO]$$

$$SO_2 = \frac{[HbO]}{[HbT]}$$

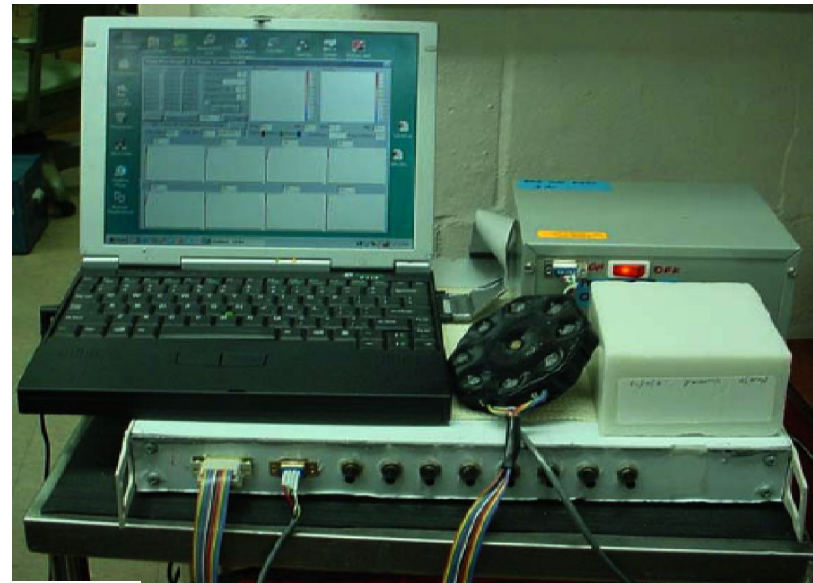
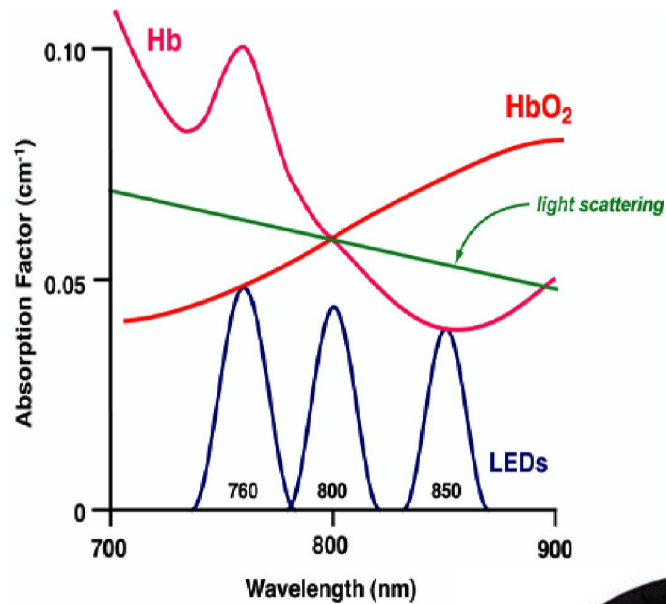
# *Ближняя инфракрасная томография*

В 1951 В. Chance предложил модель, позволяющую диагностировать процессы канцерогенеза в молочной железе по соотношению окси- и дезокси-гемоглобина.

Характеристики канцерогенеза:

1. Повышение на участке ткани гемоглобина
2. При снижении насыщения кислородом
3. Повышение фракции воды
4. Уплотнение данного участка ткани.

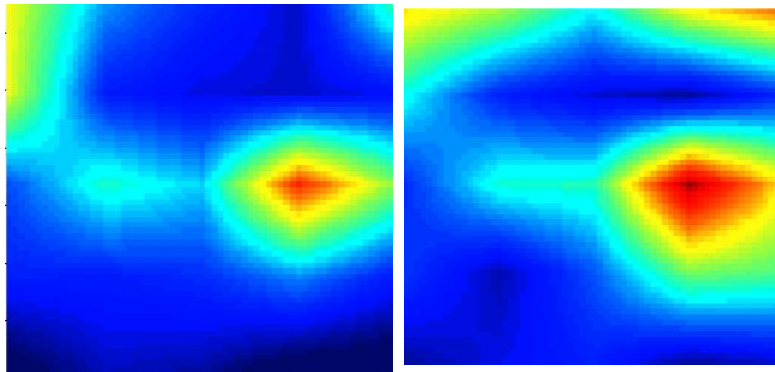
# Диагностический прибор ИКТ



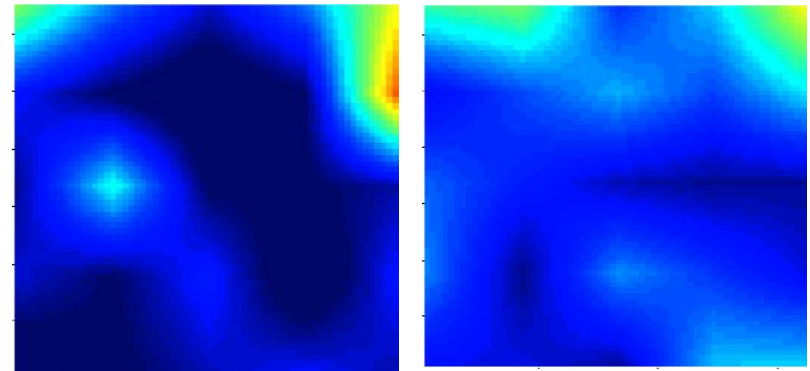
Грудной зонд



правая

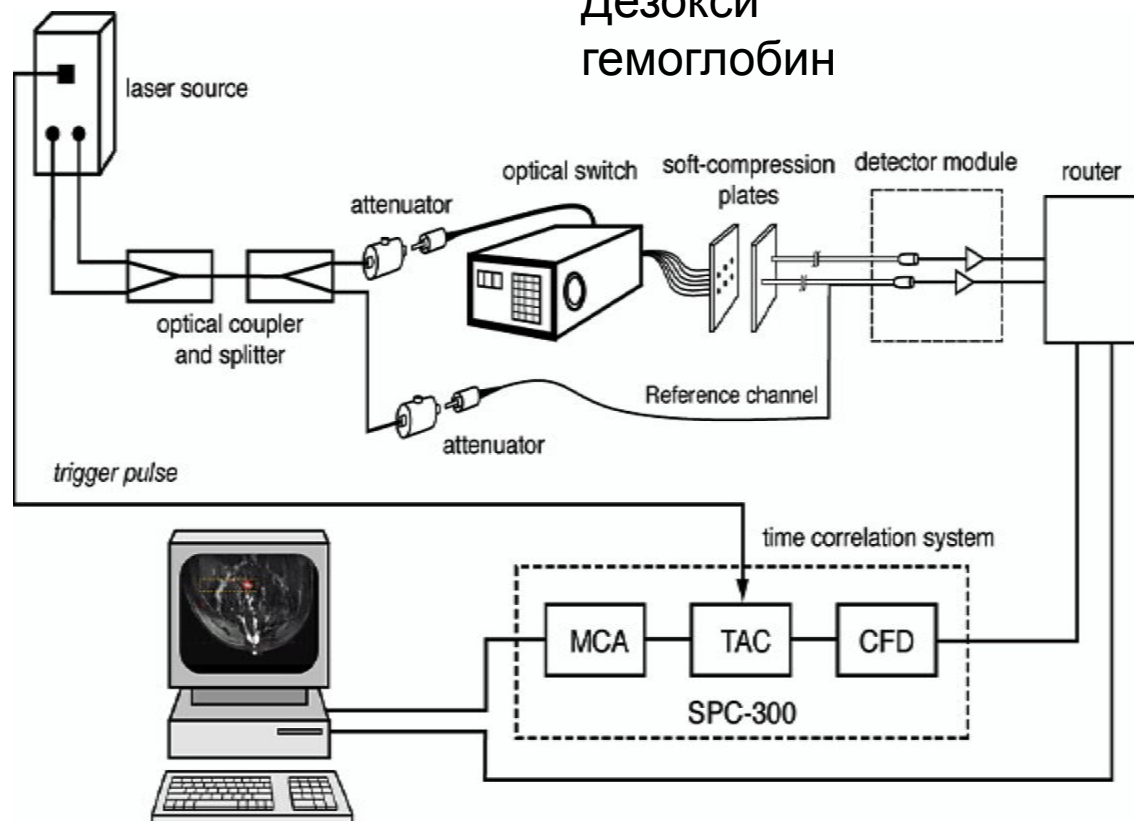


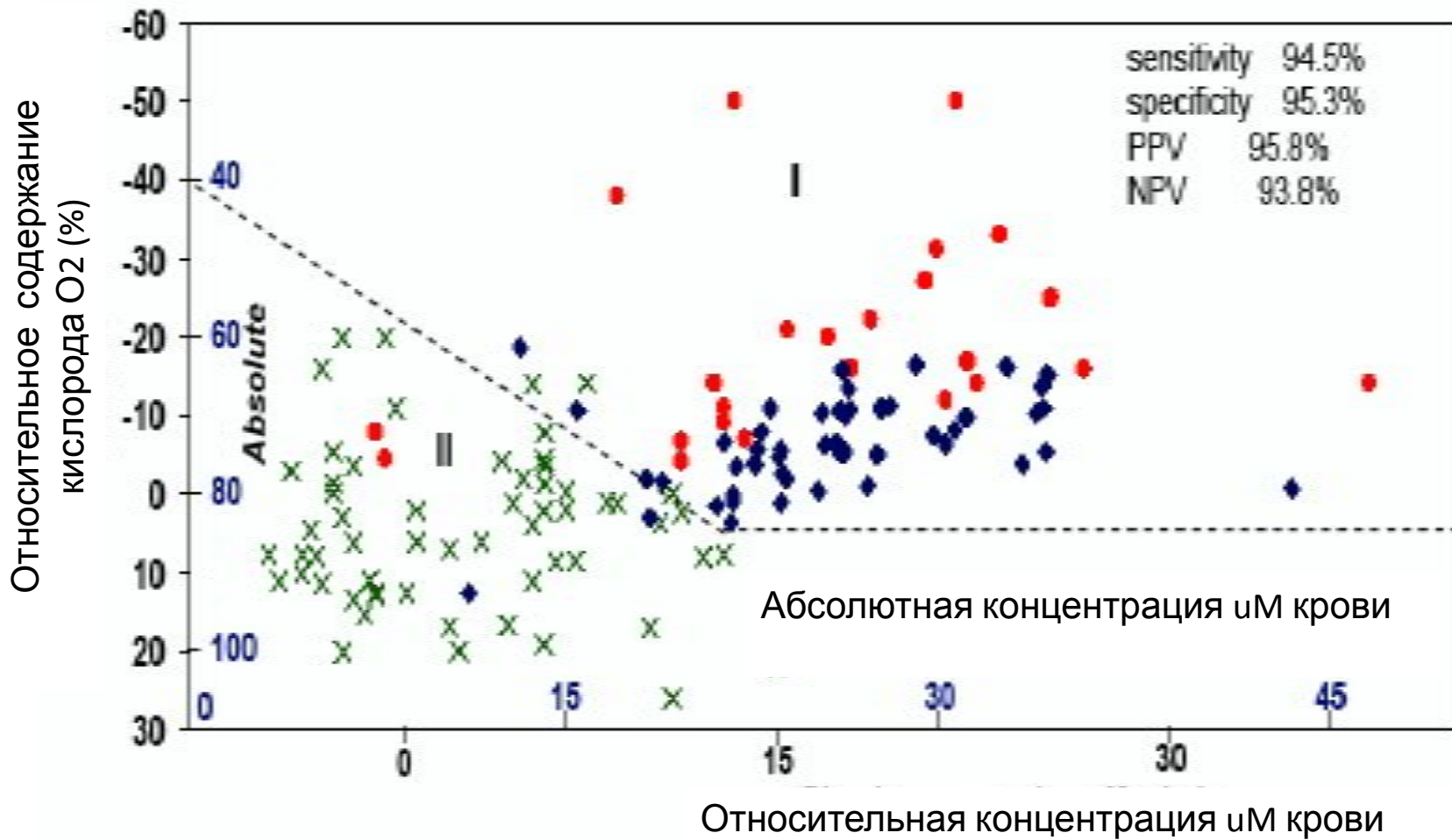
левая



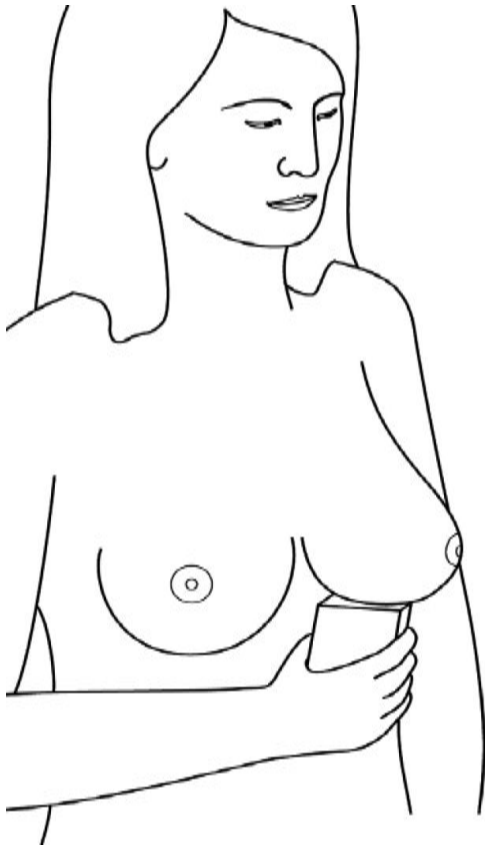
Дезокси  
гемоглобин

Дезокси  
гемоглобин





## *Персональный детектор рака груди*



**Dual Wavelength LED Silicon Diode Detector**



# Лазерная нефелометрия

Решение задачи о рассеянии света с учетом формы, микроструктуры, полидисперсности, спектральной зависимости показателей поглощения отдельной частицы дает теория Ми, однако, это решение достаточно громоздко. В простейшем случае дифракции плоской электромагнитной волны на однородной сферической частице радиуса  $a$  решение Ми для интенсивности светорассеяния под углом  $\Theta$  определяется выражением:

$$I(\theta) = I_0 \frac{a^2}{2\rho^2 R} (i_1 + i_2),$$
 где  $\rho$  — расстояние от точки наблюдения до частицы,  $i_1$  и  $i_2$  — содержащие функции Бесселя и полиномы Лежандра, поэтому обычно, при анализе рассеяния света на «мягких» частицах используют приближение Рэля — Ганса, а при  $\rho > 500$  — формулы геометрической оптики.

# Люминесценция

Если определить квантовый выход флуоресценции в виде:  $\phi = N_f / N_a$  ( $N_f$  - число квантов флуоресценции, а  $N_a$  - поглощения), то согласно закону Вавилова, квантовый выход флуоресценции не зависит от частоты или длины волны кванта возбуждения

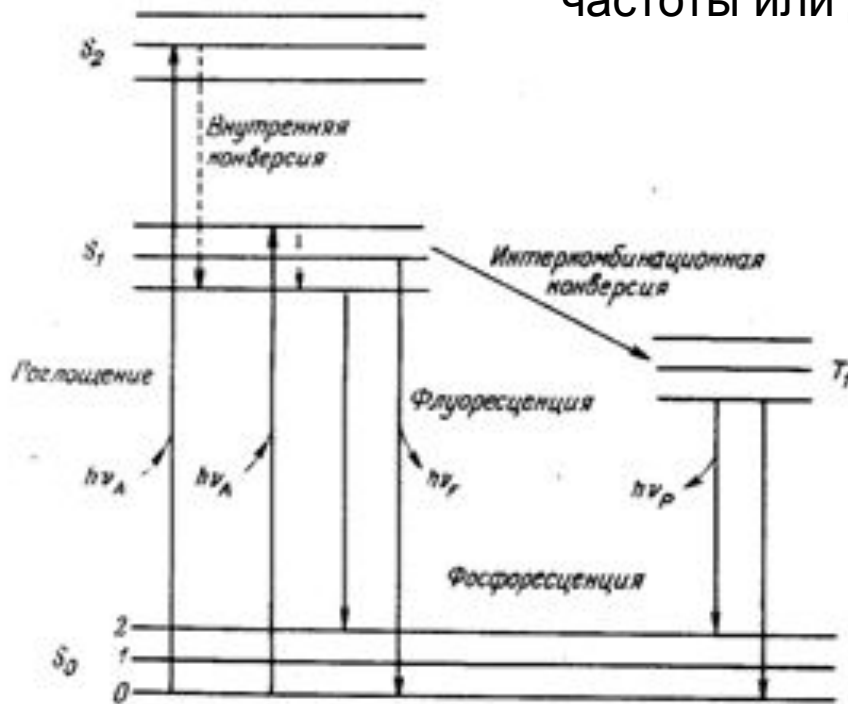


Диаграмма Яблонского для энергетических уровней молекулы

В случае броуновского движения молекулы, её степень поляризации меняется. Согласно теории Лёвшина-Перрена, степень поляризации флуоресценции может быть записана в виде:

$$\frac{1}{P} = \frac{1}{P_0} + \left( \frac{1}{P_0} - \frac{1}{3} \right) \frac{\tau_f}{\tau_r}$$

Здесь  $\tau_f$  - время жизни флуоресцентного уровня,  $\tau_r = V\eta/kT$  - время корреляции вращательного броуновского движения, а  $P_0$  - степень поляризации в условиях предельно вязкой среды (например, в глицерине).

# Флуоресцентная спектроскопия

Высокочувствительный метод анализа химсостава образца.

Цель метода – изучение возбужденных состояний молекул, фотохим.реакций, динамики быстрых молекулярных процессов, свойства сложных хим. и био объектов.

В диагностических целях применяют локальную флюоресцентную спектроскопию, основанную на регистрации спектров флюоресценции биологических тканей при возбуждении в УФ/ВД.

# Нормированная флюоресценция $F_N$

● Поглощение света – это уменьшение интенсивности света при прохождении его через вещество. При поглощении энергия света переходит в другие виды энергии: энергию активизации, ионизации молекул, энергию теплового хаотического движения частиц в веществе и др.

Для однородного вещества поглощение света подчиняется **закону Бугера**: интенсивность света при прохождении через вещество толщиной  $d$  уменьшается по экспоненциальному закону:  $I = I_0 e^{-kd}$

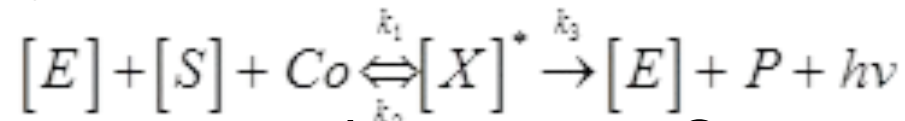
$k$  – показатель поглощения, который зависит от природы вещества и длины волны падающего света.

Закон поглощения света для растворов называют **законом Бугера-Ламберта-Бера**: при прохождении монохроматического света через растворы небольшой концентрации ( $C \leq 20\%$ ) и при условии, что растворитель не поглощает данную длину волны, интенсивность света также убывает по экспоненциальному закону:  $I = I_0 e^{-\chi Cd}$ ,

где  $C$  – концентрация раствора;  $\chi$  – показатель поглощения для раствора единичной концентрации, зависит от природы растворенного вещества и длины волны падающего света.

# Биолюминесценция

Биолюминесценция является особым видом излучения кванта видимого света, в котором участвуют белковые молекулы относящиеся к классу ферментов или энзимов. Схематически процесс генерации кванта можно изобразить следующим образом:



Здесь E - концентрация фермента, S - концентрация субстрата, X - концентрация фермент-субстратного комплекса. Примером подобной реакции является реакция окисления люциферина в присутствии фермента люциферазы при наличии Co-фактора - АТФ. Интенсивность биолюминесценции определяется скоростью образования возбуждённого фермент-субстратного комплекса X:

$$\frac{dx}{dt} = k_1 \{ [E] - [X] \} [S]$$

# Биолюминесценция

Поглощение света – это уменьшение интенсивности света при прохождении его через вещество. При поглощении энергия света переходит в другие виды энергии: энергию активизации, ионизации молекул, энергию теплового хаотического движения частиц в веществе и др.

Для однородного вещества поглощение света подчиняется **закону Бугера**: интенсивность света при прохождении через вещество толщиной  $d$  уменьшается по экспоненциальному закону:  $I = I_0 e^{-kd}$

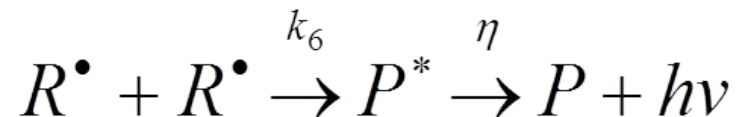
$k$  – показатель поглощения, который зависит от природы вещества и длины волны падающего света.

Закон поглощения света для растворов называют **законом Бугера-Ламберта-Бера**: при прохождении монохроматического света через растворы небольшой концентрации ( $C \leq 20\%$ ) и при условии, что растворитель не поглощает данную длину волны, интенсивность света также убывает по экспоненциальному закону:  $I = I_0 e^{-\chi Cd}$ ,

где  $C$  – концентрация раствора;  $\chi$  – показатель поглощения для раствора единичной концентрации, зависит от природы растворенного вещества и длины волны падающего света.

# Хемилюминесценция

Этот вид свечения, как следует из названия, является по физической природе люминесценцией, возбуждение которой происходит в следствии химических реакций. Типичным примером таких реакций является образование свободных радикалов, соударение которых приводит к образованию возбужденного продукта  $P^*$ , люминесценция которого сопровождается излучением кванта  $h\nu$ . Этот процесс можно записать в следующем виде:



Интенсивность этого свечения пропорциональна квантовому выходу  $\eta$ , константе соударений радикалов  $k_6$  и квадрату концентрации радикалов  $R$ :  $I = \eta k_6 R^2$

Радикалы могут исчезать не только в результате взаимных соударений, но также в результате взаимодействия с веществами, называемыми антиоксидантами или ингибиторами свободных радикалов..



# Свободнорадикальное окисление

$$\begin{cases} dR / dt = w - k_6 R^2 - k_7 R In \\ dIn / dt = -k_7 R In \end{cases} \quad \begin{array}{l} k_7 \text{ - константа ингибирования, связана с} \\ \text{энергией верхнего заполненного} \\ \text{электронного уровня } In \\ k_7 = a \exp(-E / kT) \end{array}$$

$W$  - скорость инициирования

Уменьшение концентрации ингибитора  $In$  носит экспоненциальный характер. При этом интенсивность свечения уменьшается до минимального значения, затем по мере расходования ингибитора возвращается к первоначальному  $I_0$ .

АОА  $In$ :  $\beta = \frac{k_7}{\sqrt{k_6 w}}$

*время жизни радикала* →

Слабая интенсивность ХЛ связана с очень низким квантовым выходом

( $\eta \approx 10^{-4}$ ) Один из способов увеличить интенсивность свечения - добавить в систему активатор люминесценции.

# Лазерная спектральная диагностика

В воздухе, выдыхаемом человеком, содержатся следы около 600 летучих соединений, которые напрямую связаны с биохимическими и физиологическими процессами в организме и свидетельствуют о его состоянии. Ранняя диагностика, построенная на анализе выдыхаемого воздуха, позволяет проводить массовый скрининг.

Молекула - биомаркер	Заболевание или стрессорная нагрузка
Оксид азота (NO)	Хронические инфекционные воспаления (гастрит, гепатит, колит, инфекция <i>Helicobacter pylori</i> ) Хроническая обструктивная болезнь легких Астма Инфекция верхних дыхательных путей Ринит
Изотопические модификации CO <sub>2</sub>	Инфицирование бактерией <i>Helicobacter pylori</i> Прохождение пищи через желудочно-кишечный тракт Цирроз печени Избыточный рост бактерий Мальабсорбция Метаболизм желчи
Аммиак (NH <sub>3</sub> )	Острая и хроническая лучевая болезнь Метаболизм моноаминов в легких Почечная недостаточность: при нефритах, гипертонической болезни, атеросклерозе почечных артерий Недостаточность печени при желтухах, гепатитах, циррозе печени. Рак легкого
Ацетон	Сахарный диабет Функция поджелудочной железы при остром деструктивном панкреатите Рак легкого
Этан (C <sub>2</sub> H <sub>6</sub> )	Курящие и некурящие Маркер витамина Е у детей Маркер разрушений, вызываемых свободными радикалами
Метанол, Этанол	Алкоголизм Заболевания центральной нервной системы Сахарный диабет
Оксид углерода (CO)	Инфекция дыхательных путей Астма Анемии (гемолитическая, сидеробластическая, серповидно-клеточная) Карбоксигемоглобинемия Гипербилирубинемия новорожденных Гематомы, гемоглобинурия, приклампсия, инфекции

# Лазерная оптическая томография

1. **Фотоакустическая томография** использует различие в поглощении тканями коротких лазерных импульсов, последующем их нагреве и крайне быстром терморасширении для получения ультразвуковых волн, которые детектируются пьезоэлектрическими приемниками

2. **Конфокальная сканирующая лазерная томография** (для получения неинвазивных трехмерных изображений заднего сегмента глаза)

## 3. **Оптическая когерентная томография (ОСТ)**

В ОСТ лазерный луч проходит в интерферометр, одно плечо которого направлено на ткань через волокно (часть эндоскопа). Свет, отраженный несколькими мм ткани содержит информацию не только об относительном поглощении, но также о фазовых изменениях.

4. **Диффузная оптическая томография (ДОТ)** обеспечивает измерение гемодинамики и нейральной активации в ткани на глубине до нескольких см.

## 5. **Люминесцентная оптическая томография**

Свет, отраженный от опухоли, отличается от света, отраженного нормальной тканью, люминесцентными характеристиками, из-за различий в степени оксигенации.

5. **Терагерцовая томография** - неионизирующая (диапазон длин волн 100-300 мкм), позволяет получать изображение с разрешением менее мм.

# ОПТОАКУСТИЧЕСКАЯ ТОМОГРАФИЯ

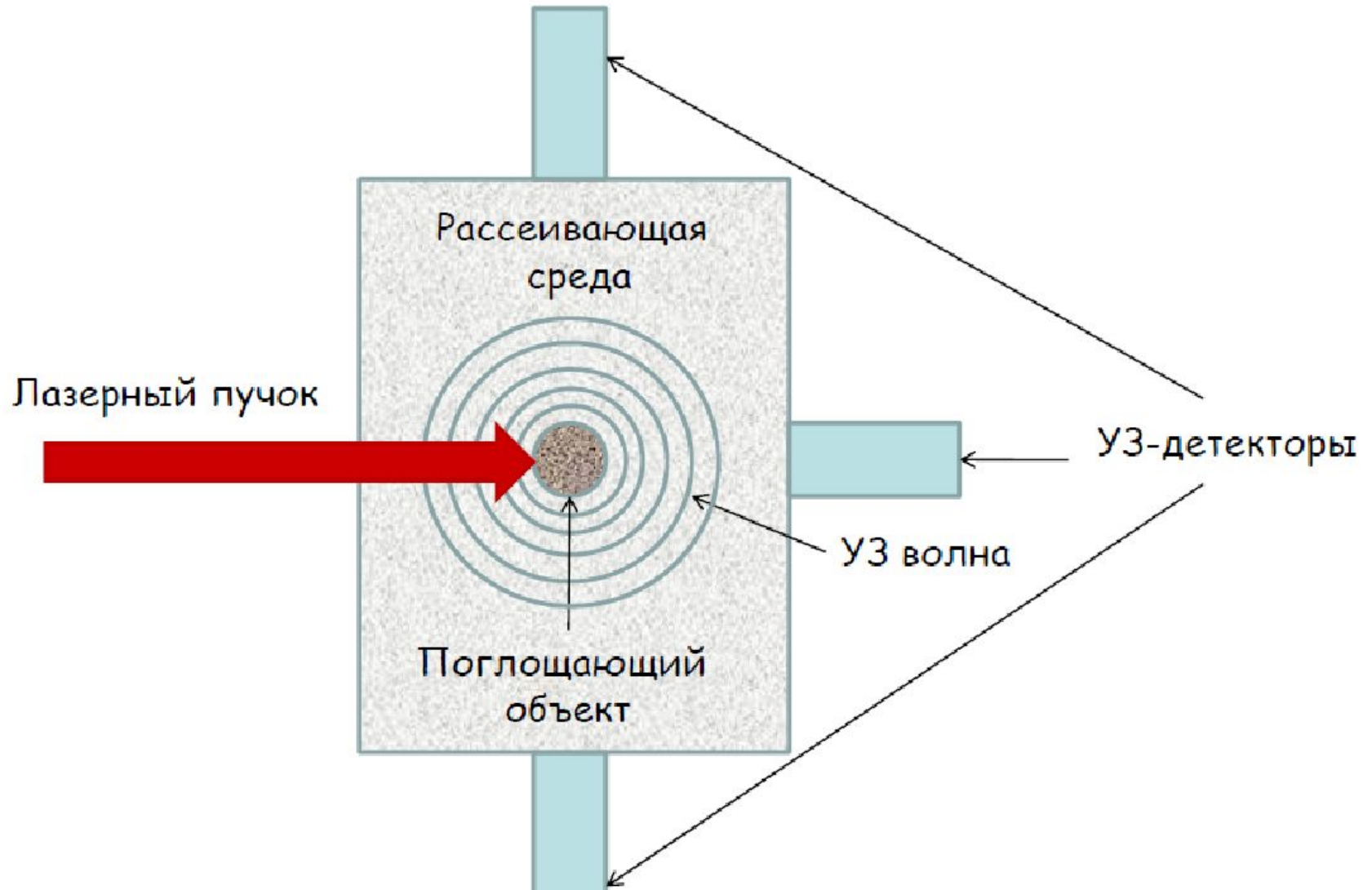
*Лазерная оптоакустика* – это возбуждение акустических колебаний под воздействием лазерного излучения

Оптоакустические сигналы возбуждаются в результате температурного расширения нагретого объема при поглощении импульсного лазерного излучения

*Условие мгновенного нагрева:* длительность лазерных импульсов много меньше, чем время распространения акустической волны по облучаемому объему



# Схема генерации и детектирования ОА сигнала



Лазерное излучение *ближней инфракрасной области* может распространяться глубоко в биологические ткани и обычно индуцирует акустические волны на ультразвуковых частотах в несколько МГц или ниже



Эти ультразвуковые частоты способны распространяться на сантиметровые расстояния с минимальным затуханием и потерями



Комбинация импульсного ближнего инфракрасного излучения с низкими ультразвуковыми частотами позволяет детектировать изображения на глубине ~ 5 см в тканях

*Видимые* лазерные импульсы могут проникать в биологические ткани на глубину 1-2 мм и индуцировать акустические волны на частотах 10 - 100 МГц



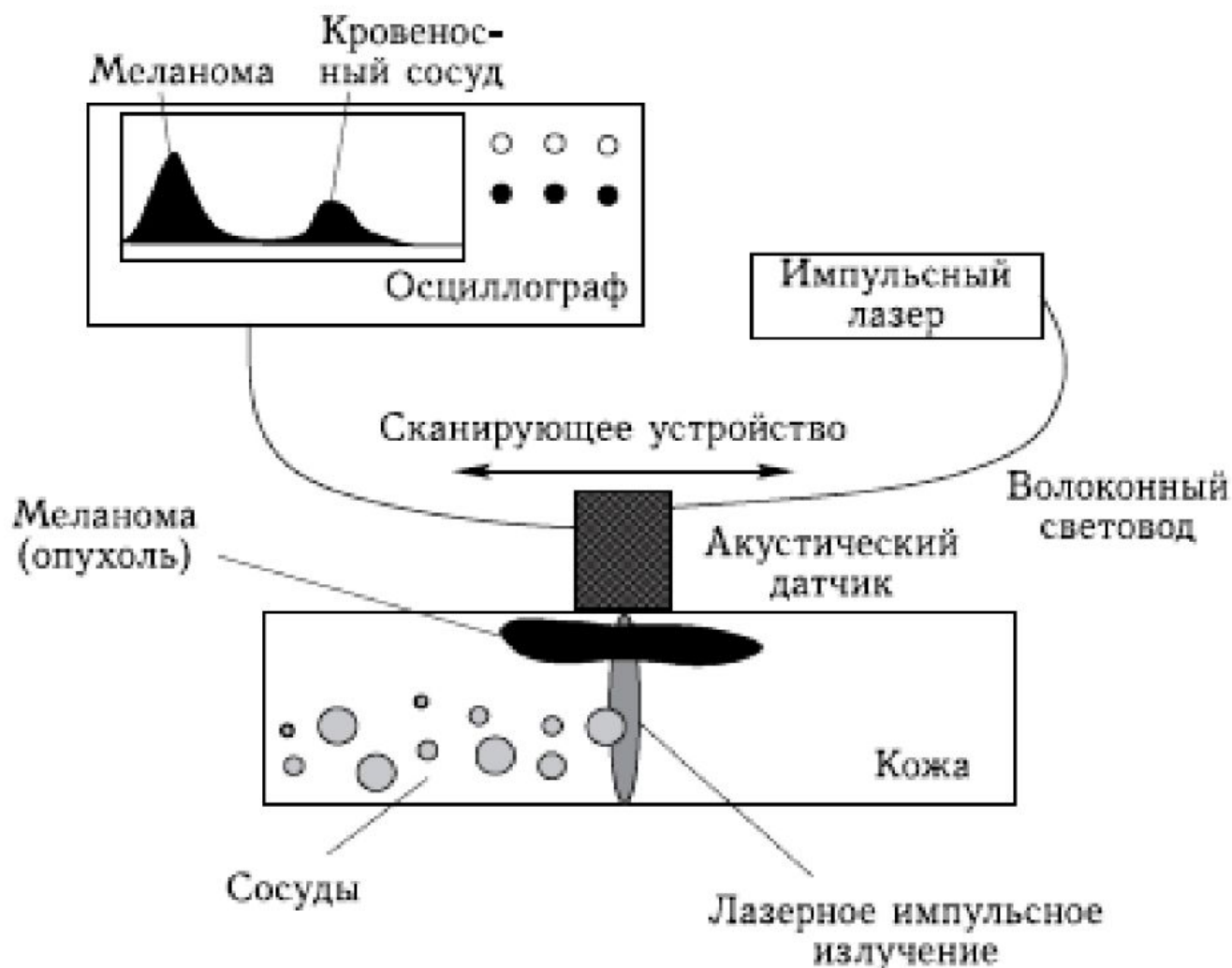
Эти высокочастотные акустические волны позволяют точно воспроизводить структуру оптических слоев ткани



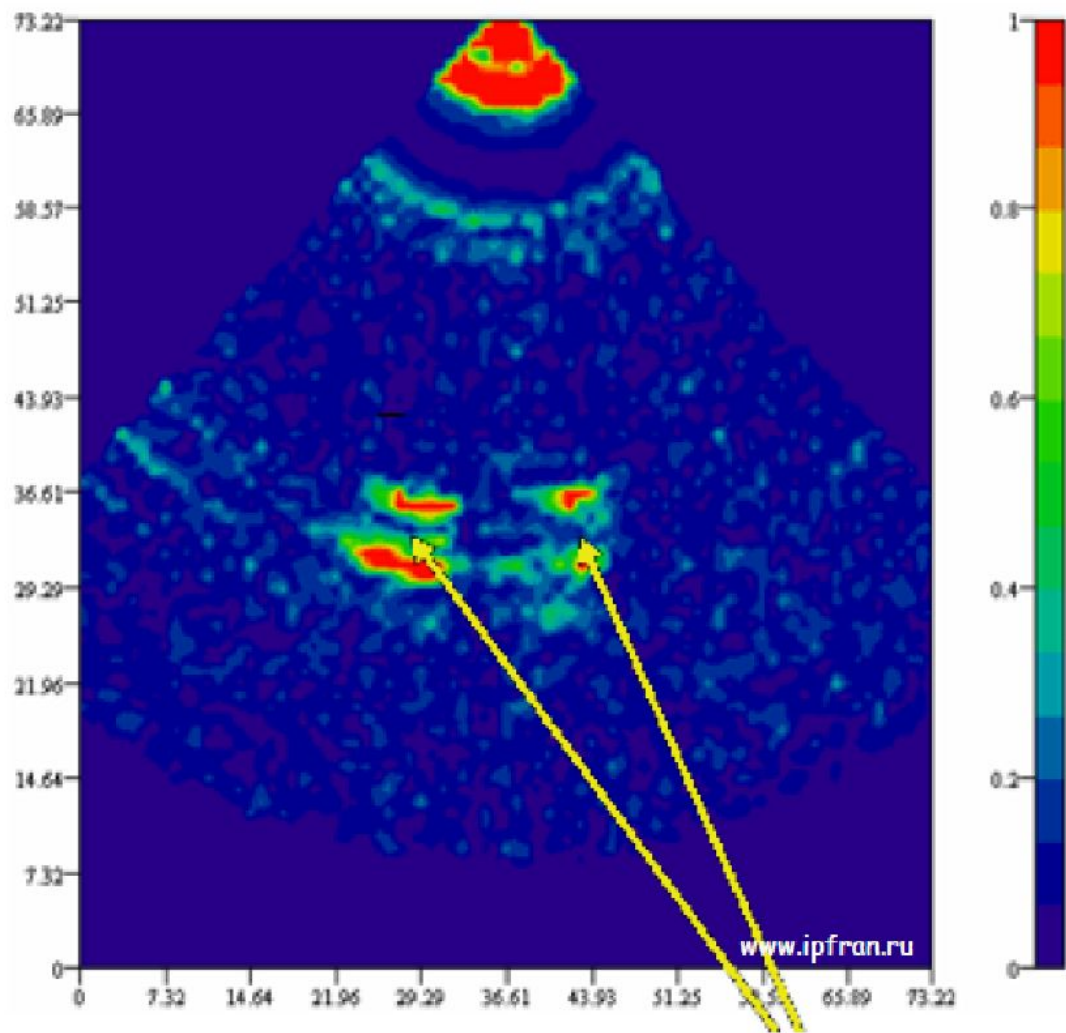
Высокочастотное ультразвуковое детектирование может быть использовано для построения изображений слоистых структур тканей с высоким разрешением



# Схема устройства импульсного оптоакустического томографа







OA-томограмма фантома с двумя сферическими поглощающими неоднородностями

## Достоинства методов оптоакустики:

- В сравнении с диагностикой методами стандартной спектрофотометрии и когерентной оптической томографии, чувствительность фотоакустической (оптоакустической) спектроскопии оказывается выше
- При реализации оптоакустической томографии, достигается более высокая разрешающая способность по сравнению с чисто оптическими методами
- Более перспективны в сравнении с методами чисто УЗИ

Ключевые особенности:

ультразвуковой преобразователь с вогнутым детектором, кривизна детектора составляет  $270^\circ$ ; количественный анализ.

Технические характеристики:

скорость передачи изображения - 10 fps (кадров в секунду);

время получения изображения одного поперечного сечения составляет  $< 100$  мс (для одной длины волны) /  $< 1$  с (мультиспектральный режим);

пространственное разрешение - 150 мкм;

Лазерная система SpectraPULSE™ 680-980 нм; частота повторения импульсов - 10 Hz;

максимальная энергия импульса – 120 мДж;

Система для сбора данных RapidSCAN™ число каналов для одновременного сбора данных - 256 (макс. 512); частота регистрации - 40 мегавыборок в секунду.

inVision 256-TF



# РАССЕЯНИЕ СВЕТА

- Поглощение света – это уменьшение интенсивности света при прохождении его через вещество. При поглощении энергия света переходит в другие виды энергии: энергию активизации, ионизации молекул, энергию теплового хаотического движения частиц в веществе и др.

Для однородного вещества поглощение света подчиняется **закону Бугера**: интенсивность света при прохождении через вещество толщиной  $d$  уменьшается по экспоненциальному закону:  $I = I_0 e^{-kd}$

$k$  – показатель поглощения, который зависит от природы вещества и длины волны падающего света.

Закон поглощения света для растворов называют **законом Бугера-Ламберта-Бера**: при прохождении монохроматического света через растворы небольшой концентрации ( $C \leq 20\%$ ) и при условии, что растворитель не поглощает данную длину волны, интенсивность света также убывает по экспоненциальному закону:  $I = I_0 e^{-\chi Cd}$ ,

где  $C$  – концентрация раствора;  $\chi$  – показатель поглощения для раствора единичной концентрации, зависит от природы растворенного вещества и длины волны падающего света.

# РАССЕЯНИЕ СВЕТА

Интенсивность рассеянного света  $I_\theta$  определяется выражением:

$$I_\theta = \frac{I_0 V R_\theta}{r^2}$$

Коэффициент рассеяния  $R_\theta$  для растворов незаряженных макромолекул был рассчитан Дебаем.

$R_\theta$  зависит от концентрации раствора  $c$ , массы макромолекулы  $M$ , константы анизотропии  $K$  и константы Дебая  $H$ .

$$H = \frac{2\pi^2 n_0^2 \left(\frac{dn}{dc}\right)^2}{\lambda^4 N_A}$$

ДЛЯ РАЗБАВЛЕННЫХ РАСТВОРОВ:

$$\frac{cHK}{R_\theta} = \frac{1}{RT} \frac{dP}{dc} = \frac{1}{M} (1 + 2VMc + \dots).$$

# Заряд макромолекулы

$$\psi(t) = \psi_0 \exp(-K^2 D_t t - i \mu K E) t = \psi_0 \exp(-\gamma t - i \omega t)$$

$$\gamma = K^2 D_r, \text{ а } \omega = q D_t \frac{KE}{kT}, \text{ то } q = \frac{\omega}{\gamma} \frac{kT}{E} K.$$

# Дисперсия света

– это явление обусловленное зависимостью показателя преломления среды от длины волны падающего света. Дисперсия света характеризуется функцией, которая описывает зависимость показателя преломления среды  $n$  от длины световой волны  $\lambda$  :

$$n = f(\lambda).$$



# ДИНАМИЧЕСКОЕ РАССЕЯНИЕ СВЕТА

Для растворов макромолекул возможно связать корреляционную функцию  $c(t)$ , описывающую молекулярное движение флуктуаций концентрации рассеивающих частиц с коэффициентом трансляционной диффузии  $D_t$ :  $c(t) = a \langle E^*(0)E(t) \rangle = C_0 \exp(-D_t k^2 t)$

Соответствующий метод определения  $c(t)$  называется методом корреляции фотонов. Функция спектральной плотности молекулярного движения  $S(\omega)$  и  $c(t)$  связаны выражением:

$$S(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} c(t) e^{i\omega t} dt$$

Функцию  $S(\omega)$  можно определить методом оптического смешения света. При движении молекул с зарядом  $q$  в электрическом поле  $E$  со скоростью  $v = \mu E$  ( $\mu = \frac{qD_t}{kT}$  подвижность молекул), диффузионное уравнение Смолуховского имеет вид:

$$\frac{\partial \psi}{\partial t} = D_t \nabla^2 \psi + D_t \frac{qE}{kT} \nabla \psi$$



# Комбинационное рассеяние света

Комбинационным называется рассеяние света, сопровождающееся изменением его длины волны, что связано с колебательным и вращательным движением молекул рассеивающего вещества. В отличие от упругого или релеевского рассеяния света с неизменной длиной волны, комбинационное рассеяние света, называемое также Рамановским рассеянием света, относится к неупругому типу рассеяния. В этом случае внутримолекулярное движение ядер модулирует электронную поляризуемость молекул, при этом появляются спектральные боковые компоненты справа и слева от основной частоты первичного светового пучка. В простейшем случае одного колебательного уровня, имеющего энергию перехода  $h\nu$ , в спектре комбинационного рассеяния появляется две боковых линии, одна из которых называется красная или стоксовая линия, а вторая называется синяя или антистоксовая линия. При этом интенсивность этих линий может быть рассчитана квантово-механически и выражается в виде формулы:

$$\frac{I_{St}}{I_{aSt}} = \left( \frac{\nu_0 - \nu}{\nu_0 + \nu} \right)^4 \exp\left(\frac{h\nu}{kT}\right)$$

- Поглощение света – это уменьшение интенсивности света при прохождении его через вещество. При поглощении энергия света переходит в другие виды энергии: энергию активизации, ионизации молекул, энергию теплового хаотического движения частиц в веществе и др.

$$p = a \cos(2\pi\nu_0 t) + b \cos[2\pi(\nu_0 - \nu)] + b \cos[2\pi(\nu_0 + \nu)]$$

Для однородного вещества поглощение света подчиняется **закону Бугера**: интенсивность света при прохождении через вещество толщиной  $d$  уменьшается по экспоненциальному закону:  $I = I_0 e^{-kd}$

$$I(\omega) = \frac{1}{T} \operatorname{Re} \int_0^T c(t) \exp(i\omega t) dt$$

$k$  – показатель поглощения, который зависит от природы вещества и длины волны падающего света.

$$c(t) = A \exp(-i\omega_0 t) \exp(i\vec{K} \cdot \vec{V} t) \left\{ N(\alpha^0) + \sum_x f_x \exp(i\omega_x t) \right\}$$

Закон поглощения света для растворов называют **законом Бугера-Ламберта-Бера**: при прохождении монохроматического света через растворы небольшой концентрации ( $C \leq 20\%$ ) и при условии, что растворитель не поглощает данную длину волны, интенсивность света также убывает по экспоненциальному закону:  $I = I_0 e^{-\chi C d}$ ,

где  $C$  – концентрация раствора;  $\chi$  – показатель поглощения для раствора единичной концентрации, зависит от природы растворенного вещества и длины волны падающего света.

# Комбинационное рассеяние

В случае, если молекула совершает трансляционное диффузионное движение, то для флуктуации концентрации  $N(R,t)$  можно записать следующее уравнение:

$$\frac{dN}{dt} = D_t \nabla^2 N, \quad N = N_o \exp\left(-\frac{R^2}{4D_t t}\right)$$

Где решение представляет собой функцию Гаусса, а диффузионный трансляционный коэффициент  $D_t$  определяется из теории броуновской диффузии, при этом  $\langle x^2 \rangle = 2D_t t$ .

Если молекула совершает также вращательное броуновское движение с коэффициентом диффузии  $D_r$ , то суммарная функция корреляции может быть записана в виде:

$$C(K, t) = C_o \exp\left[-l(l+1)D_r + K^2 D_t\right] t$$

При этом в спектре комбинационного рассеяния света ширина линии будет зависеть как от трансляционного, так и вращательного броуновского движения, и ширины будут различными для изотропного или неполяризованного спектра и анизотропного или поляризованного спектра в соответствии с соотношениями:

$$\Delta\Omega_{is} = D_t K^2 + \tau_j^{-1} \cong \tau_j^{-1}; \quad \Delta\Omega_{anis} = D_t K^2 + 6D_r + \tau_j^{-1} \cong 6D_r + \tau_j^{-1}$$