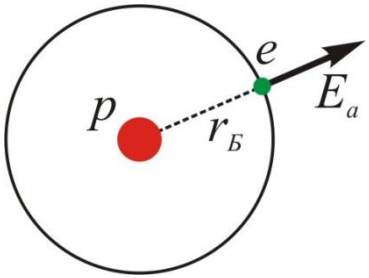
Сверхсильное световое поле

Амплитуда напряжённости электрического поля волны:

$$I = \frac{\langle dW \rangle}{dSdt} = \langle w \rangle c = \frac{c\varepsilon_0 E_0^2}{2} \Rightarrow E_0 = \sqrt{\frac{2I}{c\varepsilon_0}} = 27,5\sqrt{I\left[\frac{Bm}{м^2}\right]}$$

$$E_a = \frac{1}{4\pi\varepsilon_0}\frac{e}{r_Б^2} = \frac{9\cdot 10^9 \cdot 1,6\cdot 10^{-19}}{0,53^2 \cdot 10^{-20}}\frac{B}{м} = 5,1\cdot 10^{11}\frac{B}{м} \approx 50\, B/\text{Å}$$



$$I_{лазер} = 3,5\cdot 10^{20}\frac{Bm}{м^2}$$

$$\vec{P} = \varepsilon_0\chi^{(1)}\vec{E} + \left[\varepsilon_0\chi^{(2)}\vec{E}\vec{E} + \varepsilon_0\chi^{(3)}\vec{E}\vec{E}\vec{E} + \ldots\right] = \vec{P}^{(л)} + \vec{P}^{(нл)}$$

Практика получения сверхсильного светового поля

Чтобы получать **сверхсильные световые поля**, нужно сокращать **длительность импульса** и/или уменьшать **площадь пятна**, в которое фокусируется излучение.

$$I = \frac{\langle dW \rangle}{dSdt}$$

При $\tau \sim$ 30 фс и небольшой энергии

(1,5 Дж) пиковая мощность ~50 ТВт

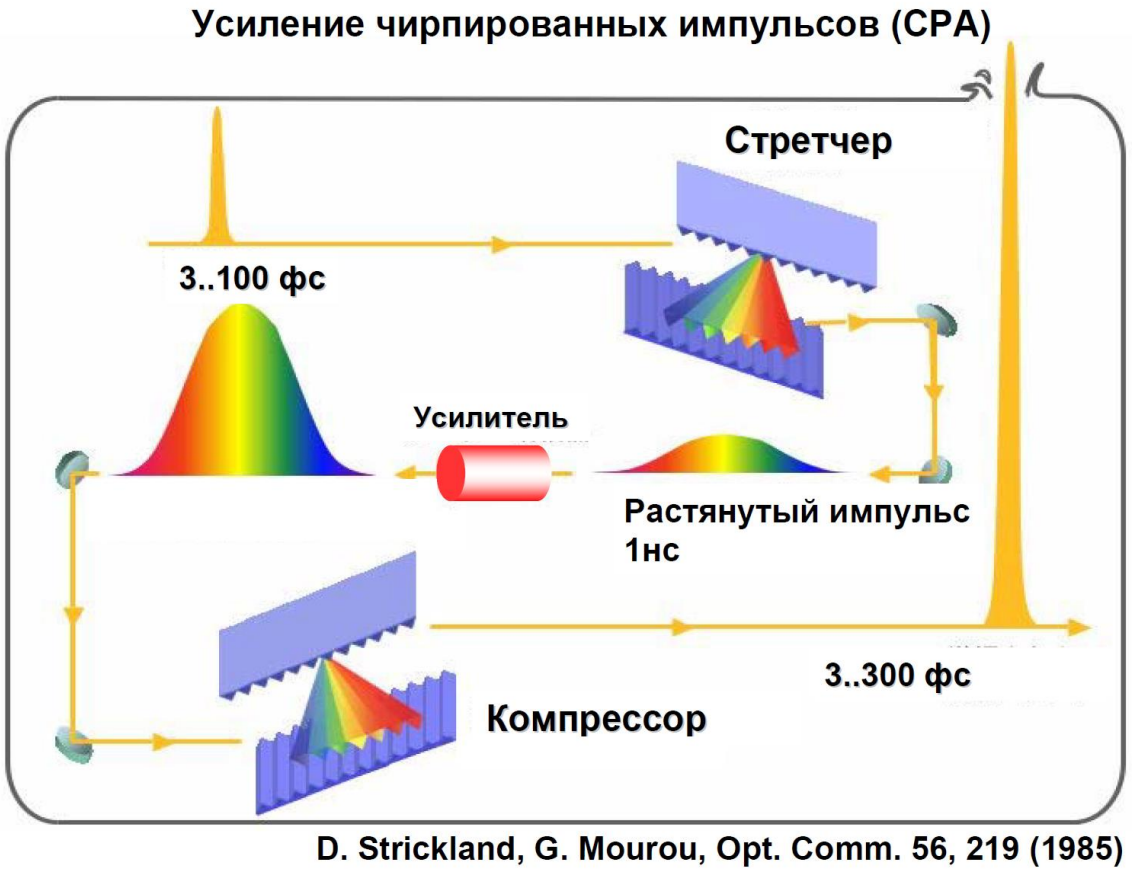
При фокусировке в пятно 1 мкм получим: $I \approx 5 \cdot 10^{25} \frac{Вт}{м^2}$

G.A. Mourou et al . Generation and characterization of the highest laser intensities (10^{22} W/cm^2), Opt.Lett . 29, 2837, 2004.

Релятивистская интенсивность

$$\begin{cases} I = c\varepsilon_0 E_0^2 / 2 \\ a = \frac{eE_0}{m}\cos\omega t \Rightarrow \\ W_{кин,\max} = mc^2 \end{cases} \begin{cases} V = \frac{eE_0}{m\omega}\sin\omega t \\ W_{кин,\max} = \frac{e^2 I \lambda^2}{4\pi^2 mc^3 \varepsilon_0} \end{cases} \Rightarrow I_{рел} = \frac{4\pi^2 \varepsilon_0 m^2 c^5}{e^2 \lambda^2} \approx 1,4 \cdot 10^{22} \frac{1}{\lambda[мкм]^2} \frac{Вт}{м^2}$$

Современные технологии получения мощных лазерных импульсов



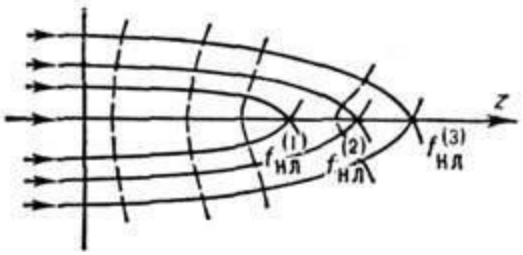
D. Strickland, G. Mourou, Opt. Comm. 56, 219 (1985)

$$P = \frac{W}{\tau}$$

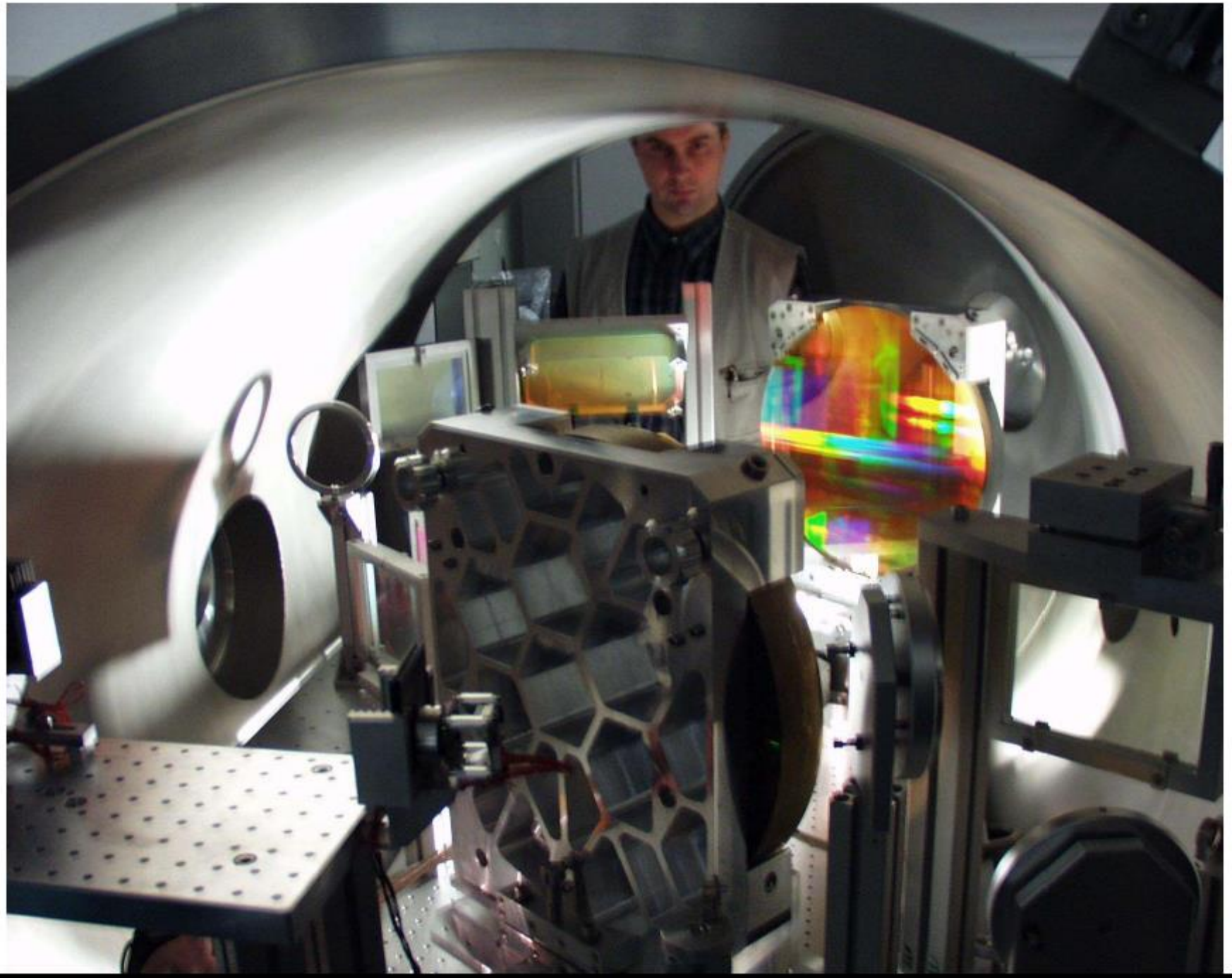
Нобелевская премия по физике , 2018 г.

Самофокусировка лазерного пучка при $P > P_{cr} \sim \frac{\lambda^2}{n_2}$

$$n(r) = n_0 + n_2 I(r)$$



Quanta-Ray



Петаваттные проекты

NOVA Laser ≈

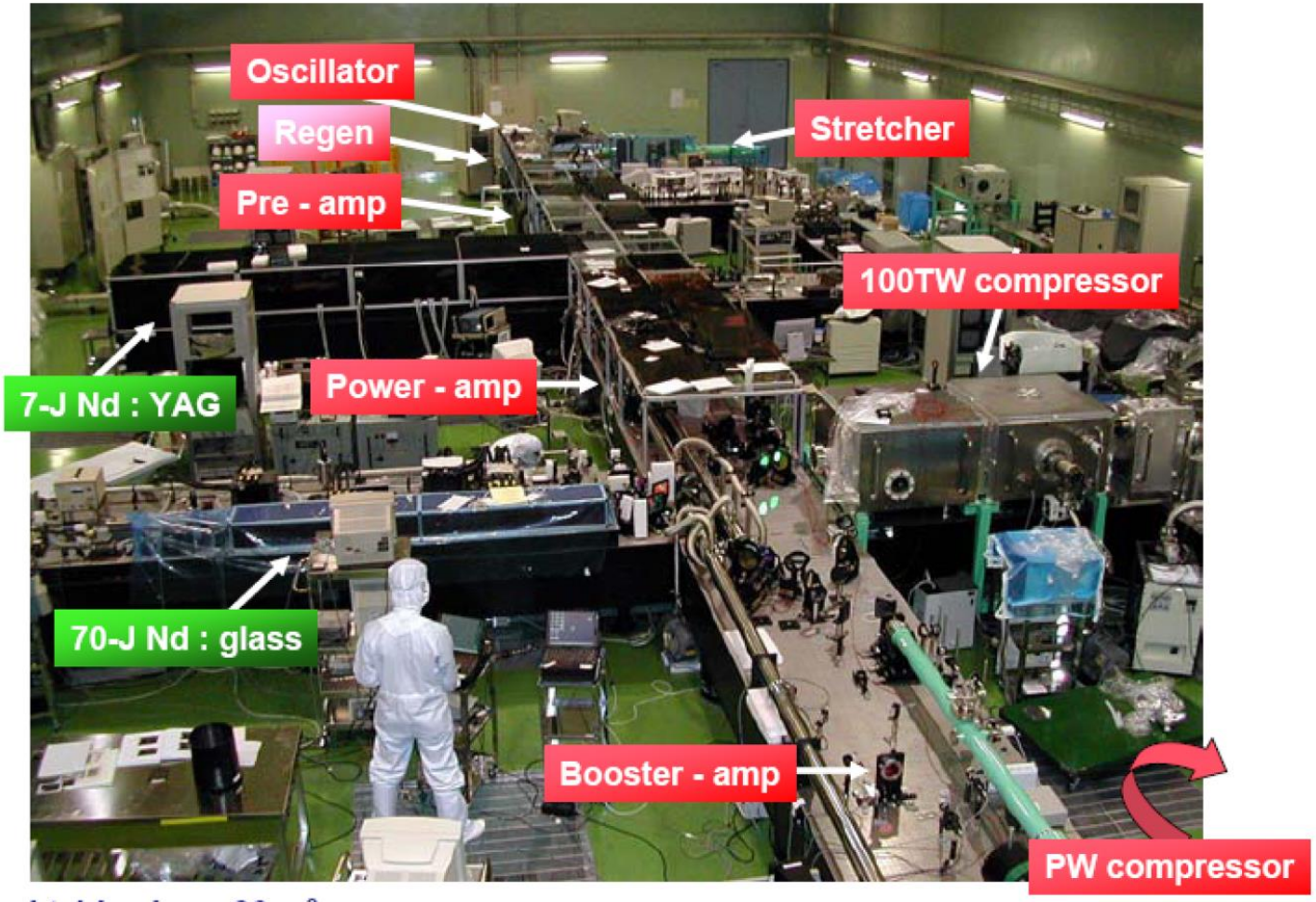
200 x 100 x 20 m^3

Усилитель →

← **Голографическая (Au) дифракционная решетка компрессора**

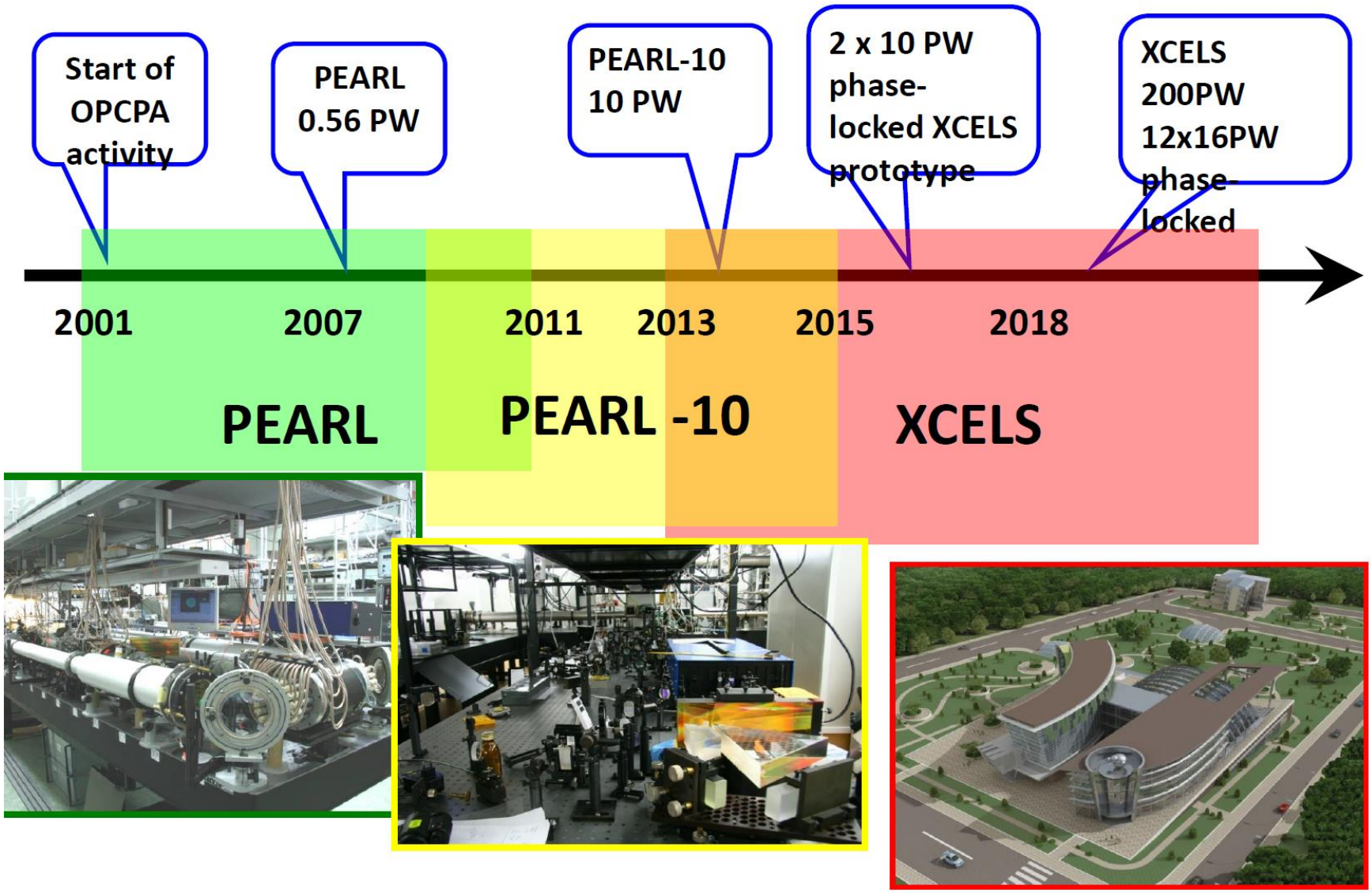
«Компактные» петаваттные системы

Tables-Top Petawatt Ti:Sapphire Laser System (JAERI-APRC)



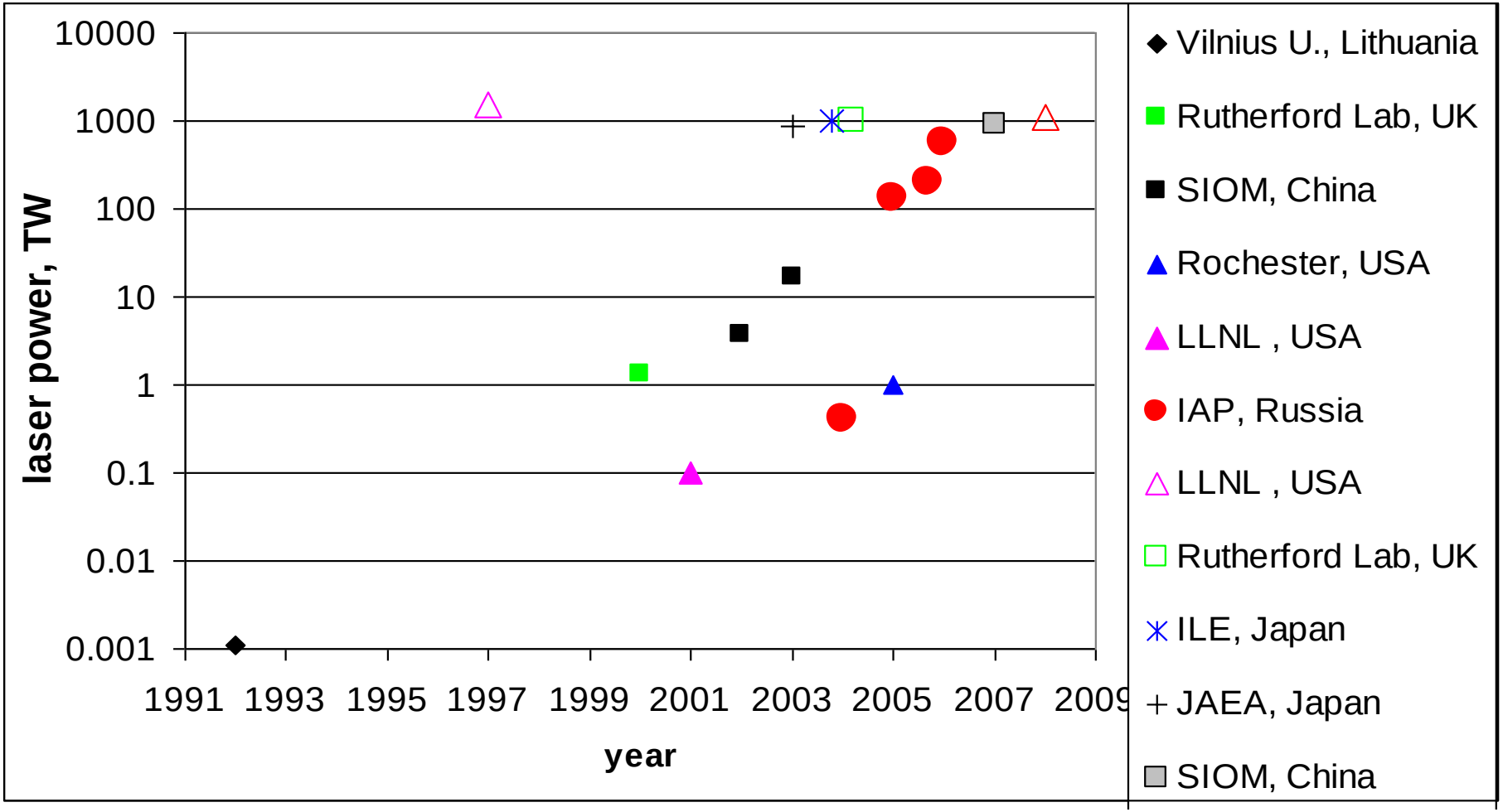
Optical table size ~ 90 m²

ИПФ РАН – петаваттная лазерная «машина»



PEtawatt pArametric Russian Laser (PEARL)

Compressed 0.56 PW pulse

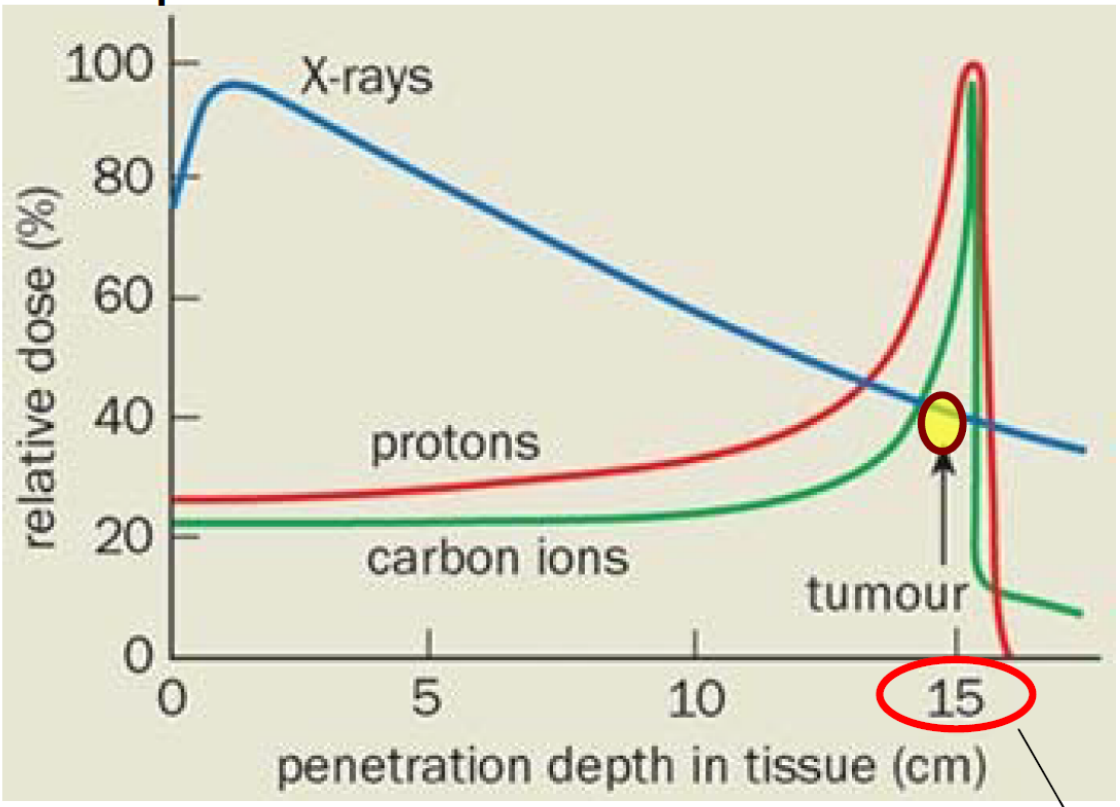


Протонная терапия раковых заболеваний

Протонная терапия - 1946г.

R. R. Wilson, "Radiological use of fast protons," Radiology 47, 487–491,1946

Благодаря наличию Брэгговского пика, протонные пучки гораздо предпочтительнее для лечения опухолей, чем фотоны (рентген) и электроны



Первый пациент был вылечен протонными пучками в 1954 г.

За 50 лет в мире вылечено около 40 тысяч пациентов

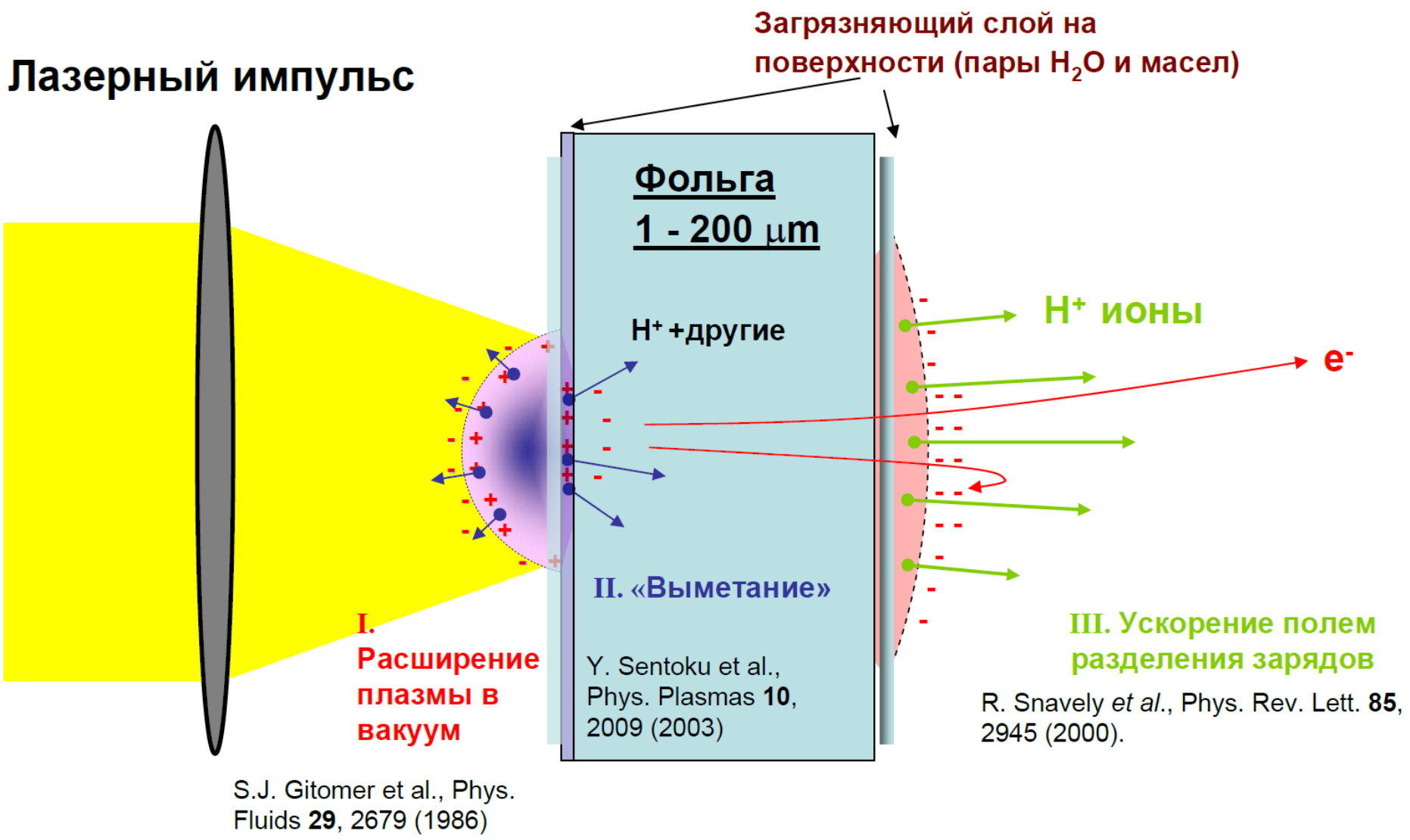
Почему так мало?!

Обычные ускорители частиц + инфраструктура

$> 10^8$ $

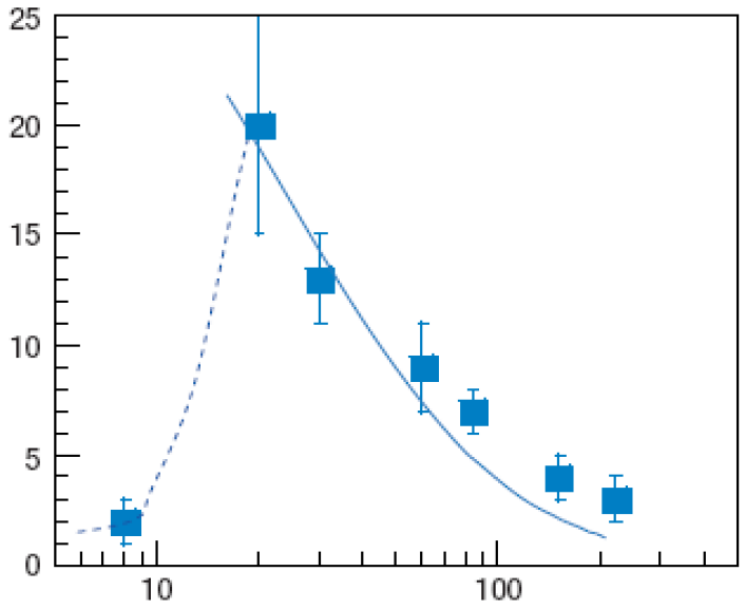
Зависит от энергии протонов. На рисунке – для 150 МэВ.

Генерация быстрых протонов



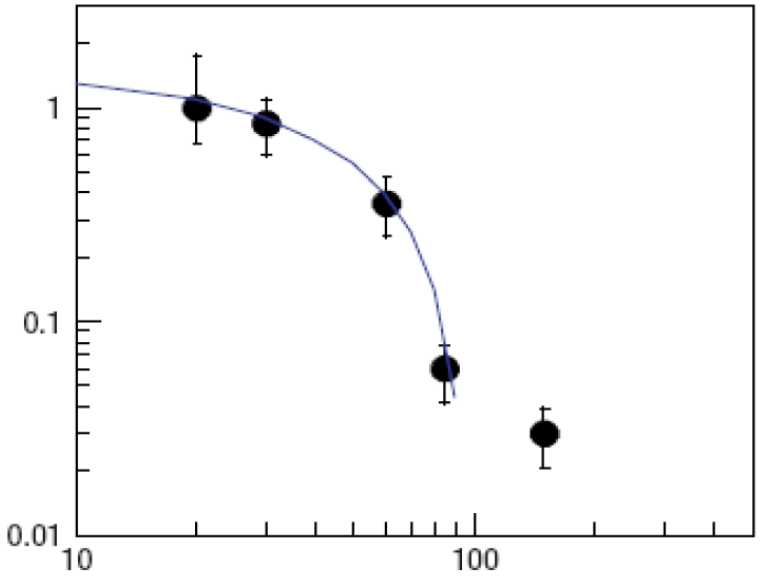
Параметры протонов в зависимости от толщины фольги

$W_{p,\,max}$, МэВ



Толщина Al фольги, мкм

Эфф-ть преобразования, %



Толщина Al фольги, мкм

t = 320фс, I = $4 \cdot 10^{19}$Вт/см^2

J. Fuchs et al., Nature Physics, 2, 48 (2006)

Перспективы применения быстрых протонов, сгенерированных лазерным излучением

- ✓ Протонная радиография высокого разрешения, диагностика плазмы
- ✓ Инжекторы для ускорителей
- ✓ **Компактные ускорители протонов для терапии раковых заболеваний**
- ✓ **Наработка изотопов для Позитронно-Эмиссионной Томографии (ПЭТ)**

Лазерные системы для протонной терапии раковых заболеваний

Плюсы	Минусы
Минимум вреда при лечении	Малая энергия протонов
Разрешение 1 мм	Малый ток протонов
Компактность (на 10 мкм протоны приобретают энергию в ~10 МэВ)	
Простая транспортировка протонов	
Дешёвые	
Минимум инфраструктуры	

Требования к пучку протонов	Существующие характеристики
Энергия до 300 МэВ (глубина проникновения до 30 см)	10-60 МэВ (глубина проникновения до 2 см – **хватает для терапии глаз**)
Мощность ~10^{10} протонов/с	< 10^{9} протонов/с
Монохроматичность $\Delta E/E \sim 10^{-2}$	10^{-2}

Протонная терапия онкозаболеваний глаз

Наработка изотопов для Позитронно-Эмиссионной Томографии

ПЭТ основана на регистрации пары гамма-квантов, возникающих при аннигиляции **позитронов с электронами**. Позитроны возникают при β-распаде **радионуклида** в составе препарата (~фтордезоксиглюкоза), который вводится в организм перед исследованием.

В основном применяются изотопы элементов второго периода:

Изотоп	$T_{1/2}$, мин
^{11}C	20,4
^{13}N	9,96
^{15}O	2,03
^{18}F	109,8

^{18}F имеет достаточно малый период, чтобы дозовая нагрузка была приемлема. С другой стороны, период достаточно большой для транспортировки препарата в клинику

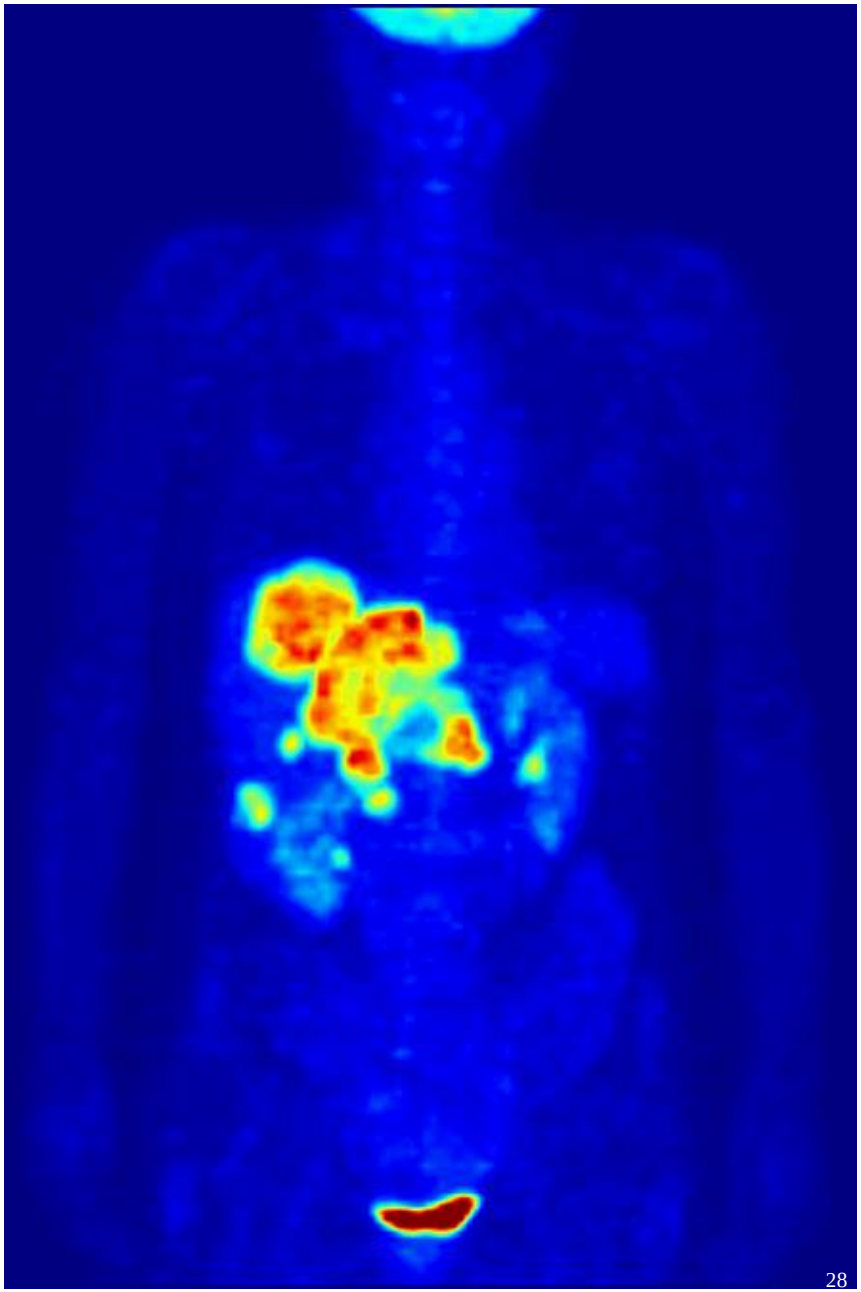
100-500	смерть через неделю
10	КТ живота или таза
10	развитие лучевой болезни
8	начало изменений состава крови
3	при рентгеноскопии желудка
1	аварийное облучение населения
~ 0,1	перелёт Москва-Стамбул-Москва
~ 0.02	рентген лёгких

За счёт использования ионизирующего излучения однократное использование 18F-ФДГ в среднем даёт дозу облучения 14 мЗв.

Как правило, системы ПЭТ совмещают с устройствами КТ.

Наработка изотопов для Позитронно-Эмиссионной Томографии

Компания Siemens AG в своих ПЭТ/КТ устройствах применяет сцинтилляционные детекторы на основе монокристаллов оксиортосиликата лютеция (Lu_2SiO_5).



ПЭТ ^{18}F-ФДГ. Высокое (красным) и низкое (синим) потребление ФДГ. Помечены нормальный мозг и почки. В мочевом пузыре – радиоактивная моча от распада ФДГ. В печени – метастатическая опухолевая масса от рака толстой кишки.

Генерация коротковолнового излучения

1. **Высокое временное и пространственное разрешение**: малые длина волны и длительность импульсов

2. **Некогерентное излучение** – тормозное излучение, как в рентгеновской трубке (не направлено, $\tau \sim$ пс)

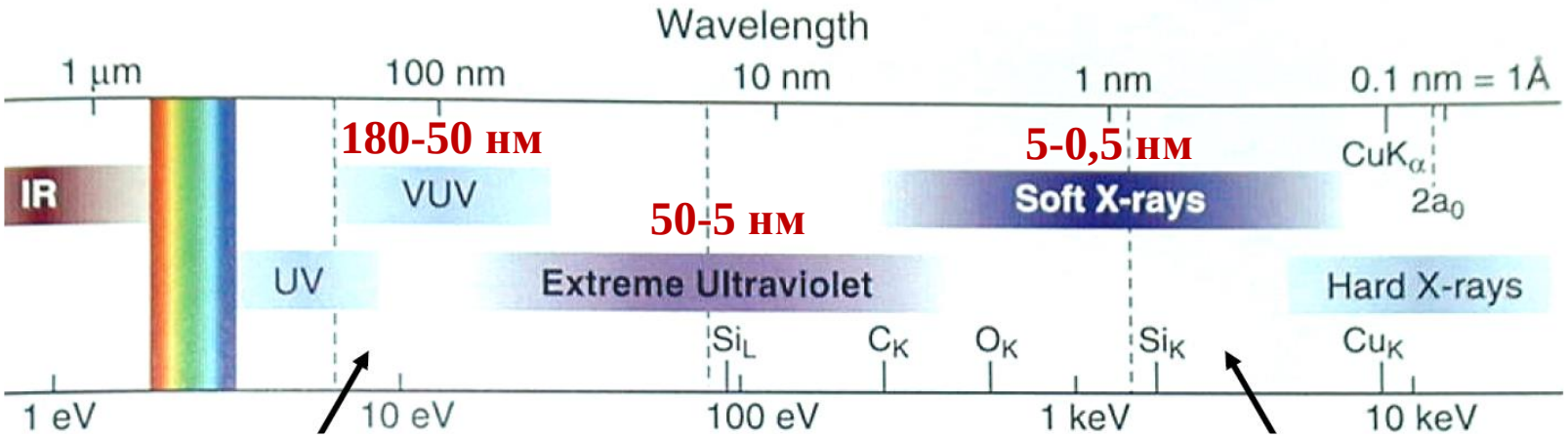
3. **Когерентное излучение** – гармоники от поверхности плазмы (направлено, $\tau \sim$ ас)

4. **Монохроматические пучки** ($\Delta E \sim$ кэВ)

Приложения: рентгеновская дифракция, спектроскопия, микроскопия с фс- временным и нм-пространственным разрешениями.

Альтернативы:

- ✓ *синхротрон,*
- ✓ *лазер на свободных электронах,*
- ✓ *рентгеновский лазер*

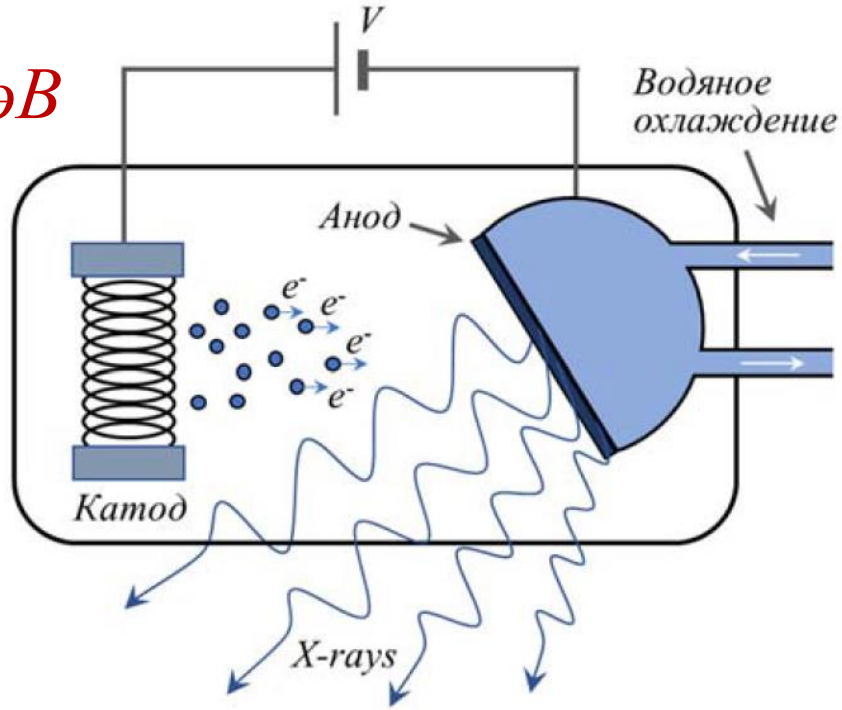


Ионизирующее для всех материалов

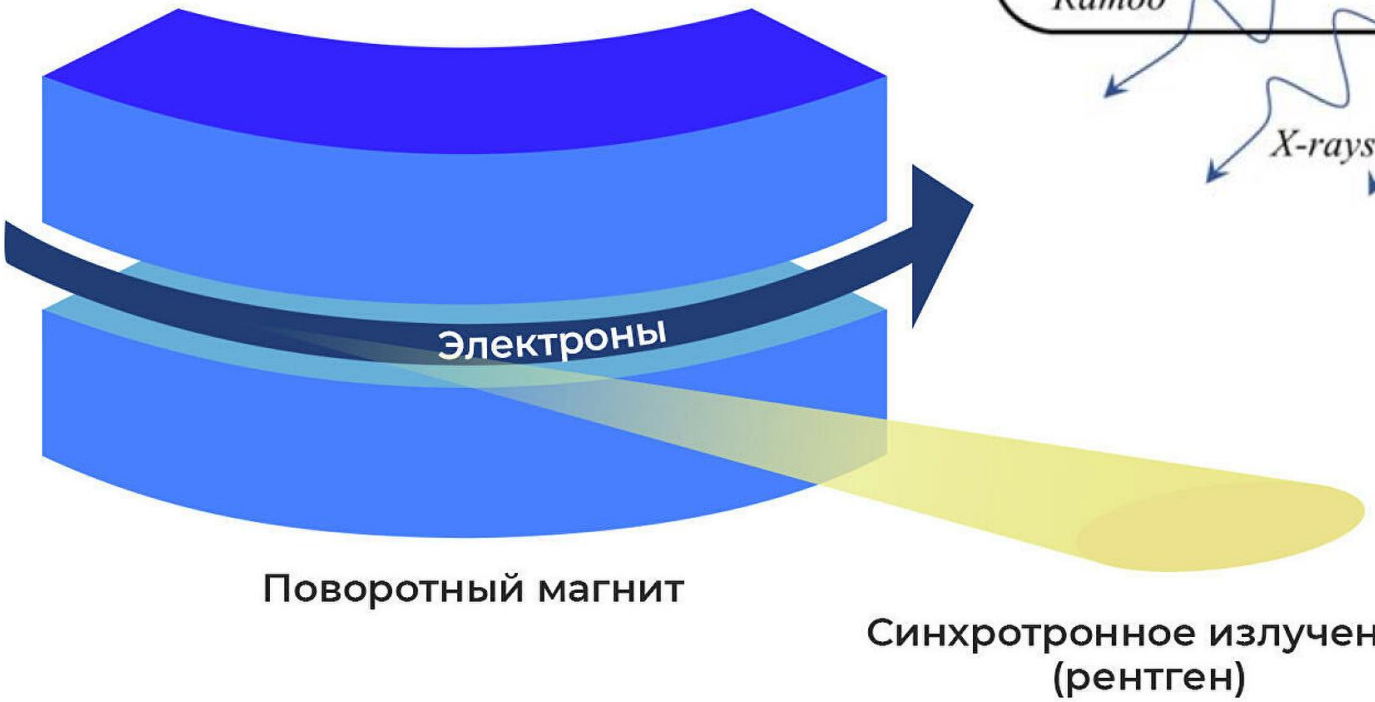
Взаимодействует с электронами на внутренних оболочках

Источники синхротронного излучения

$W_e \sim 100\,кэВ$



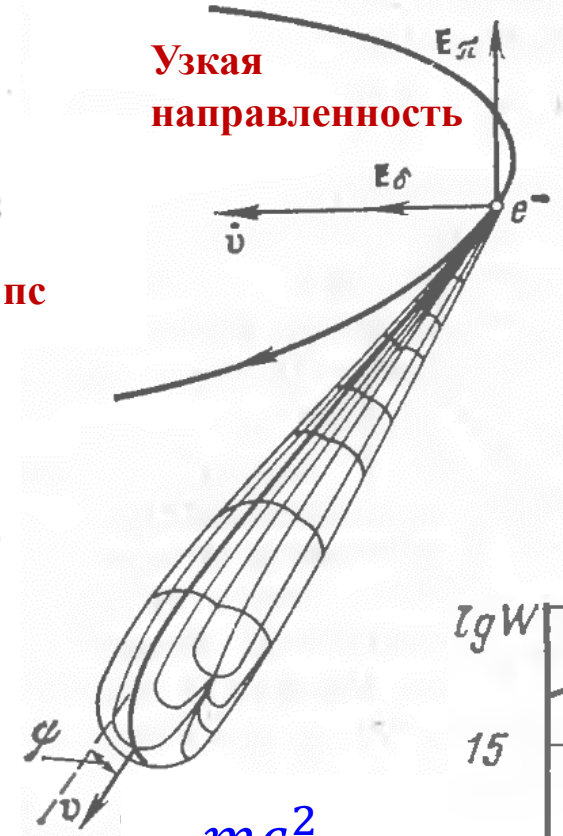
$W_e \sim 1\,ГэВ$



Синхротронное излучение –

магнитотормозное излучение релятивистских зарядов в магнитом поле

Высокая степень поляризации



Узкая направленность

$$d\psi = \frac{mc^2}{W_e}$$

Точное вычисление свойств излучения

$= 6$ГэВ

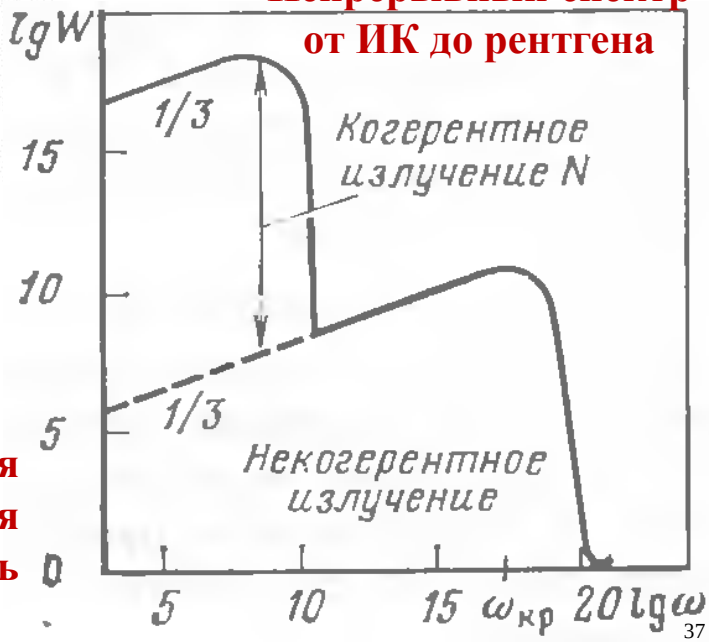
$W_{изл} = 20$кэВ

Чистота источника (испускание в вакууме)

Циклотронная частота нерелятивистского электрона:

$$\omega_c = \frac{eB}{m}$$

Непрерывный спектр от ИК до рентгена



Высокая спектральная яркость

Синхротронные исследования в России

1944 – теоретическое предсказание синхротронного излучения

1947 – экспериментальное обнаружение на синхротроне General Electric

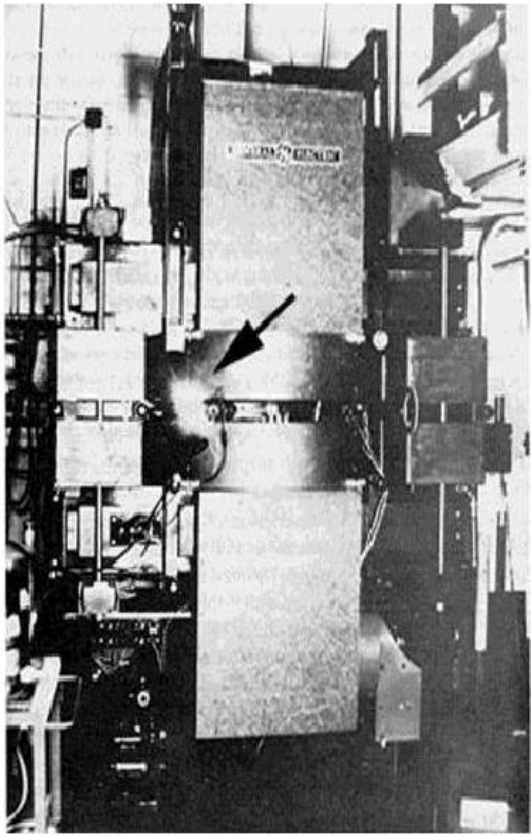
Исаак Яковлевич Померанчук

Дмитрий Дмитриевич Иваненко

Арсений Александрович Соколов

Игорь Михайлович Тернов

Первые наблюдения синхротронного излучения

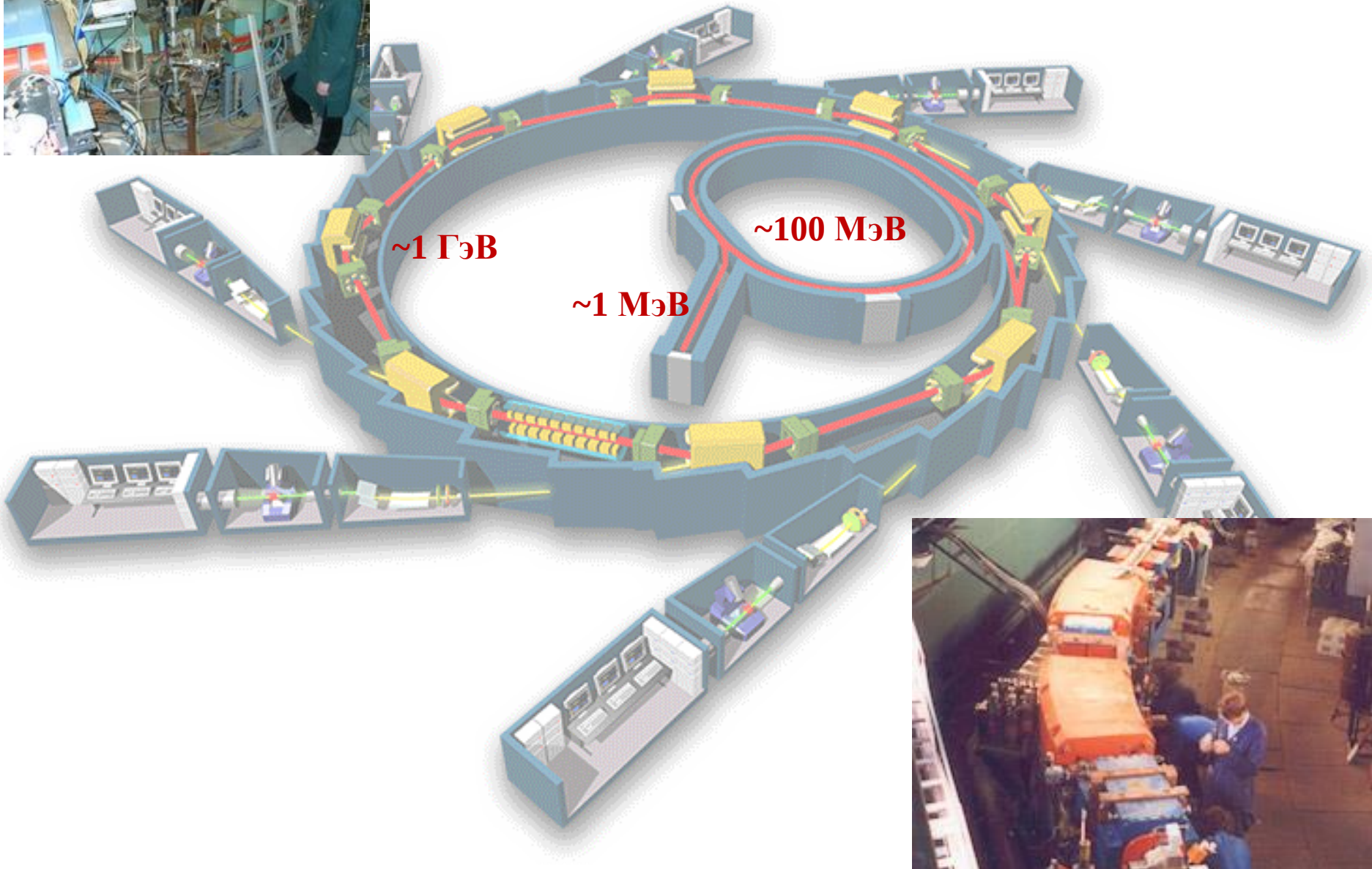


Центры использования синхротронного излучения

Центры использования синхротронного излучения

Европейский центр синхротронного излучения **ESRF** (**E**uropean **S**ynchrotron **R**adiation **F**acility), Гренобль, Франция

Структура синхротрона



Поколения источников синхротронного излучения

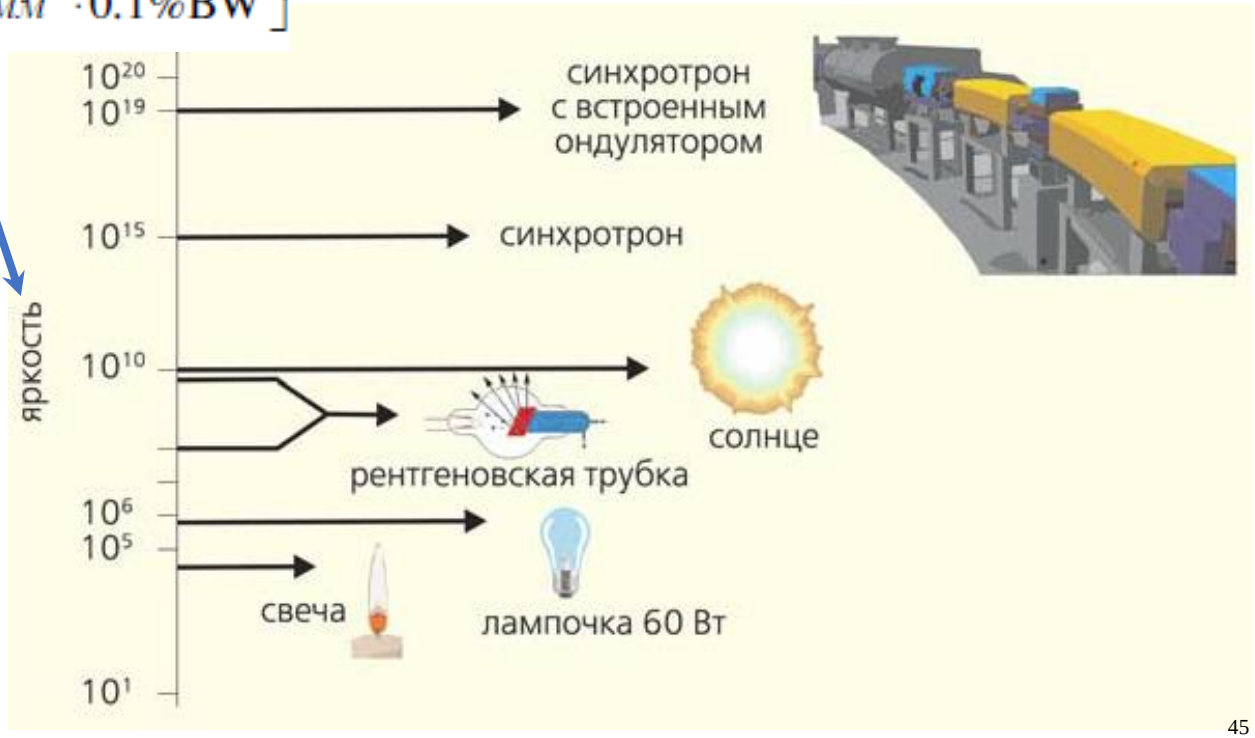
1 поколение. Коллайдеры, циклические ускорители, работающие при неизменной энергии электронов в постоянных магнитных полях. СИ считается паразитным – мешает разгонять частицы.

2 поколение. Комплексы, оптимизированные для получения СИ.

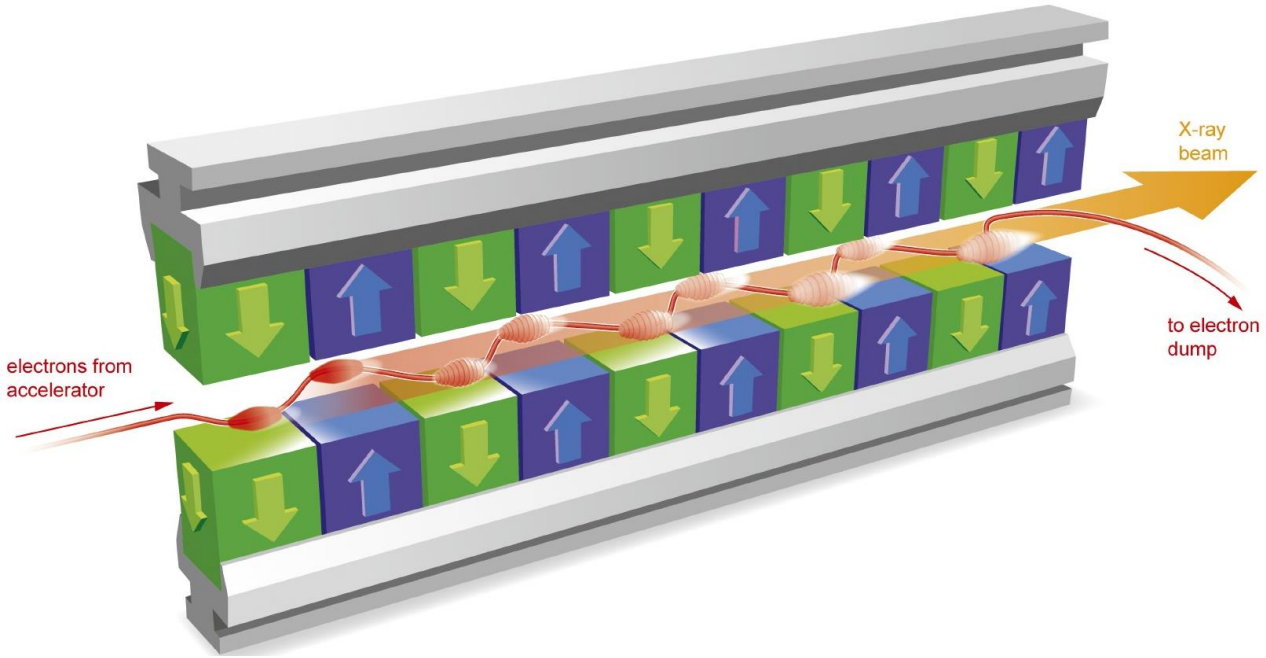
3 поколение. Комплексы с намного большим периметром кольца и малой мощностью СИ из поворотных магнитов. Главные источники СИ – ондуляторы на длинных прямолинейных участках.

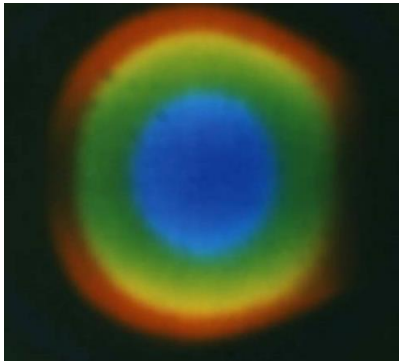
$$B = \frac{F}{\Omega \cdot s_0 \cdot 0.1\%\Delta\lambda/\lambda}\left[\frac{фотон/сек}{мрад^2 \cdot мм^2 \cdot 0.1\%\mathrm{BW}}\right]$$

4 поколение. Специализированные ускорительно-накопительные комплексы, геометрические и временные параметры излучения которых оптимизированы для генерации ультракоротких, пространственно-ограниченных пучков.

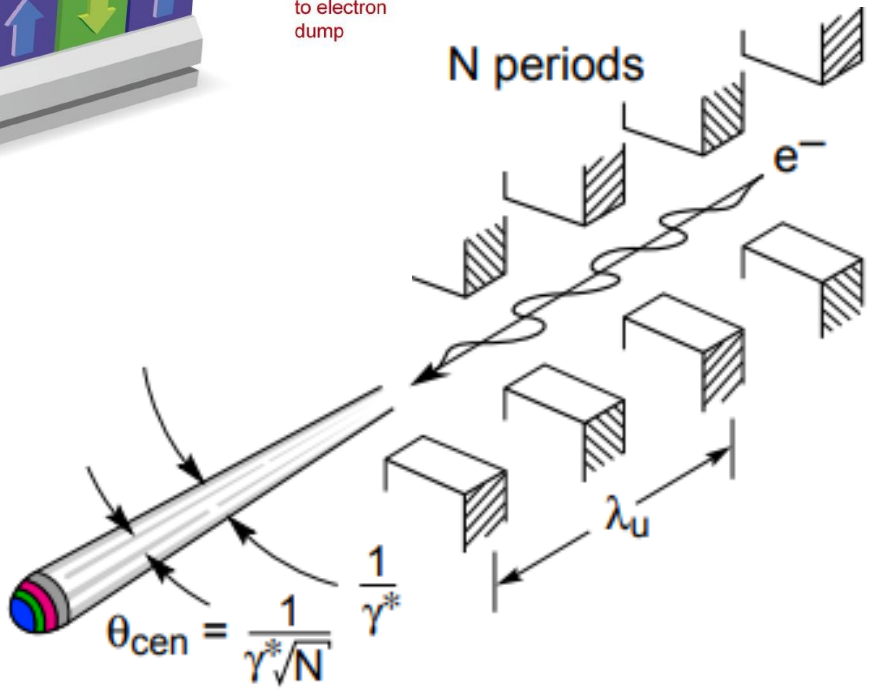


Ондулятор





спонтанное
ондуляторное
излучение



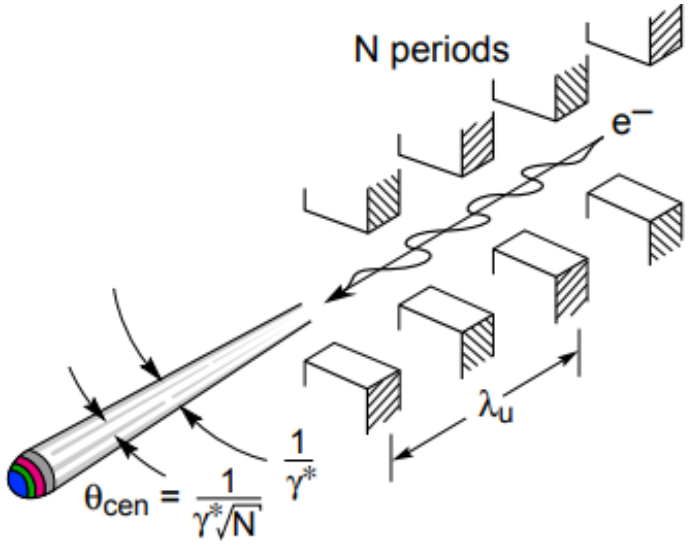
Ондулятор

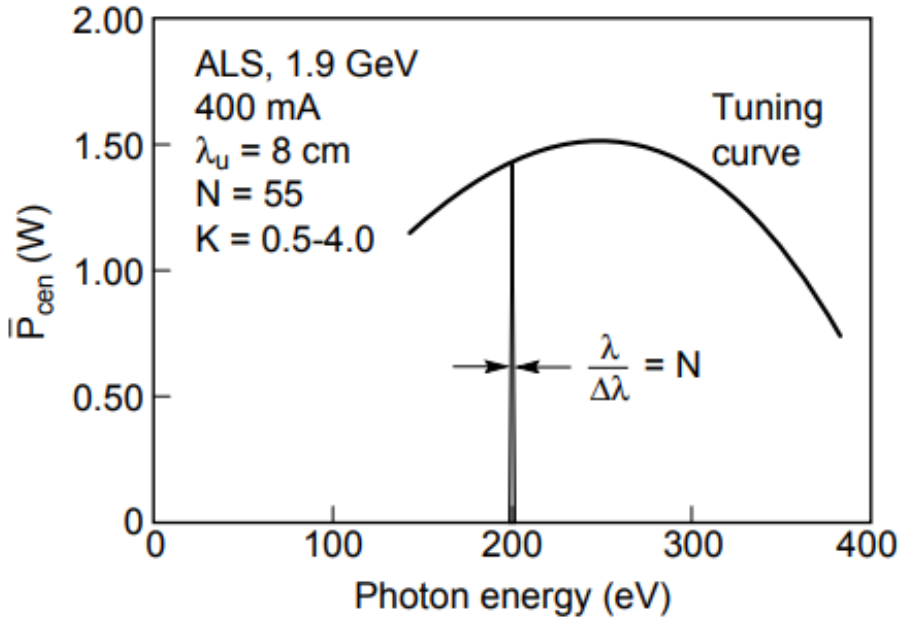
$$\lambda_x = \frac{\lambda_u}{2\gamma^2}\left(1 + \frac{K^2}{2} + \gamma^2\vartheta^2\right)$$

$$\gamma = \frac{1}{\sqrt{1-\beta^2}} = \frac{1}{\sqrt{1 - {v^2}/{c^2}}}$$

$$K = \frac{eB_0\lambda_u}{2\pi m_0 c}$$

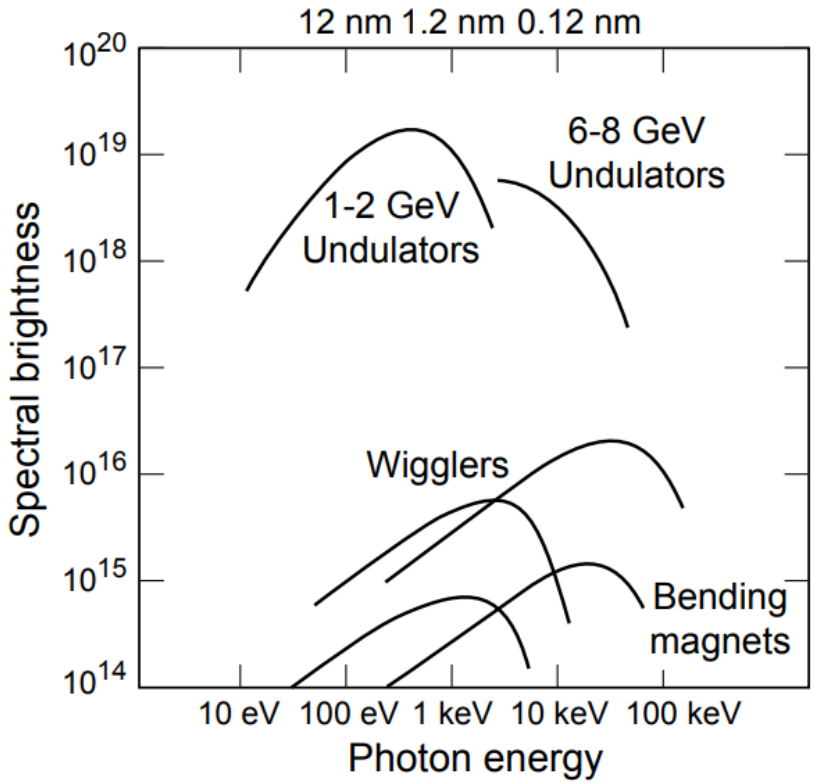
$$\gamma^* = \frac{\gamma}{\sqrt{1 + {K^2}/{2}}}$$

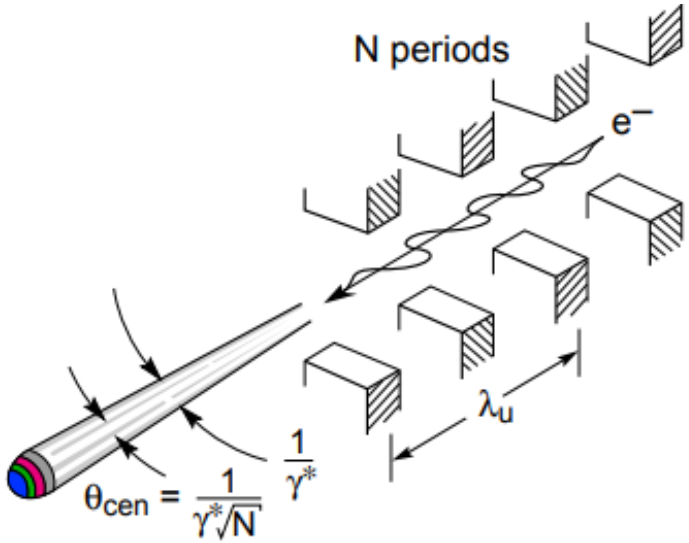


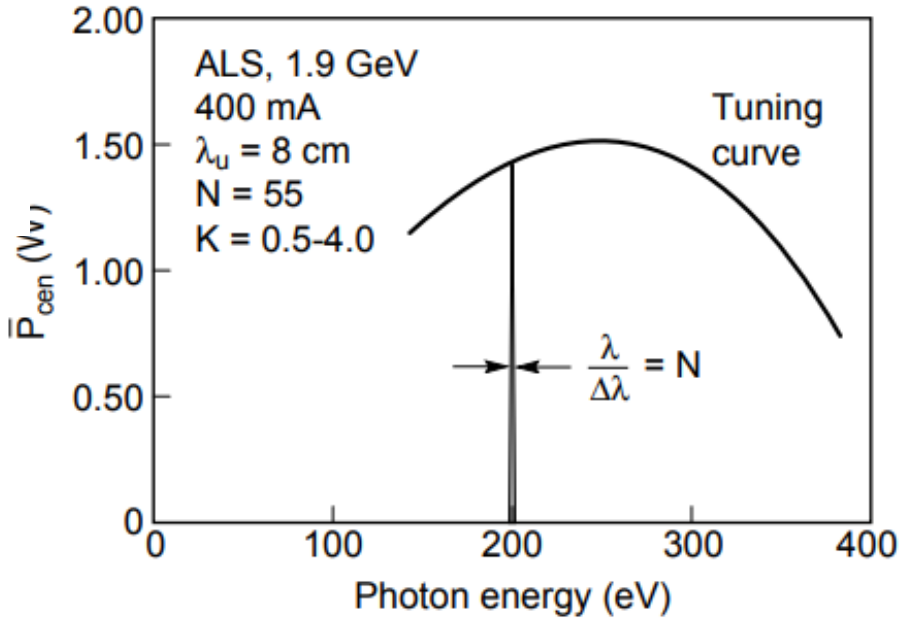


Professor David Attwood
Univ. California, Berkeley

Ондулятор

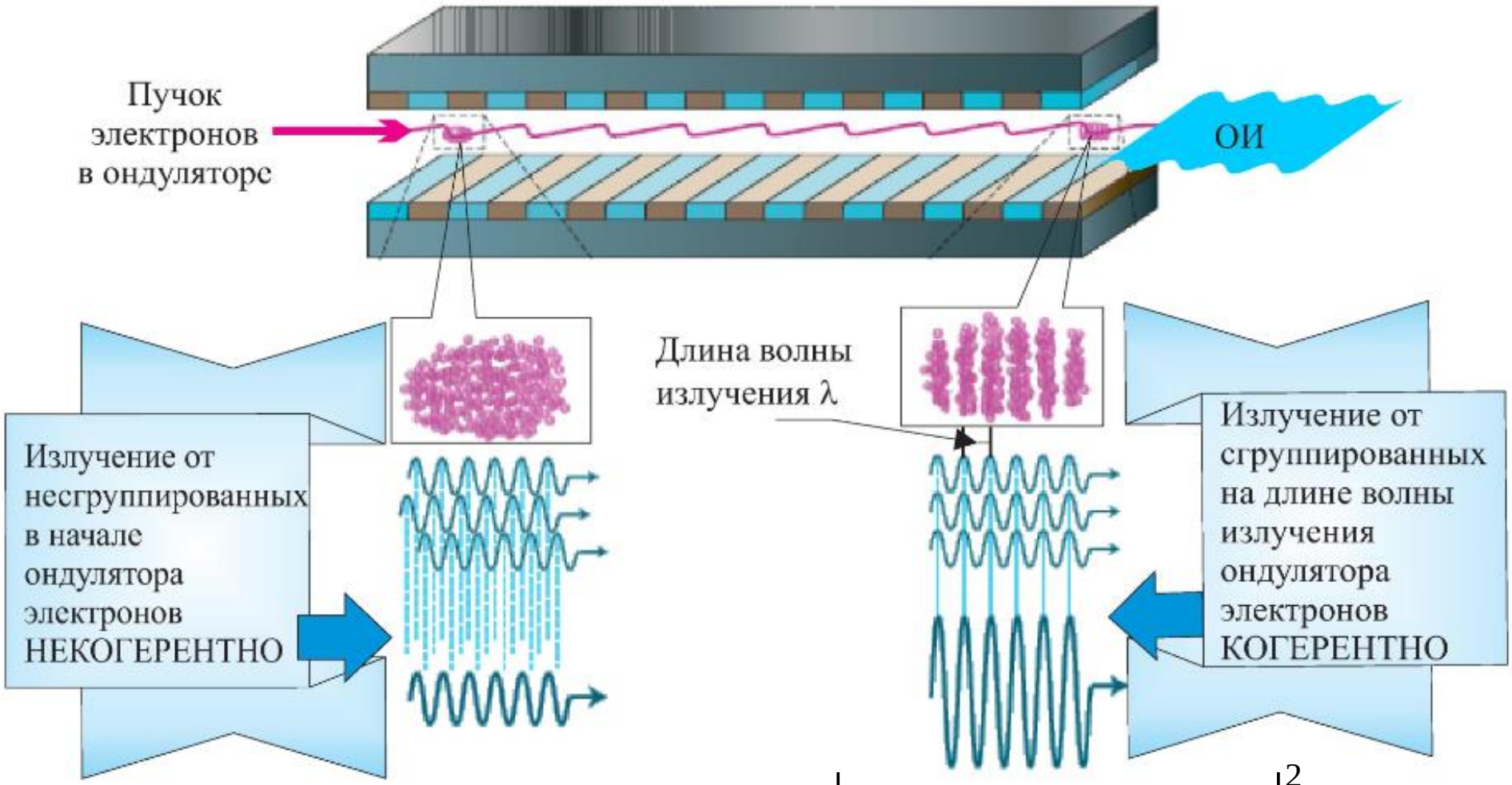






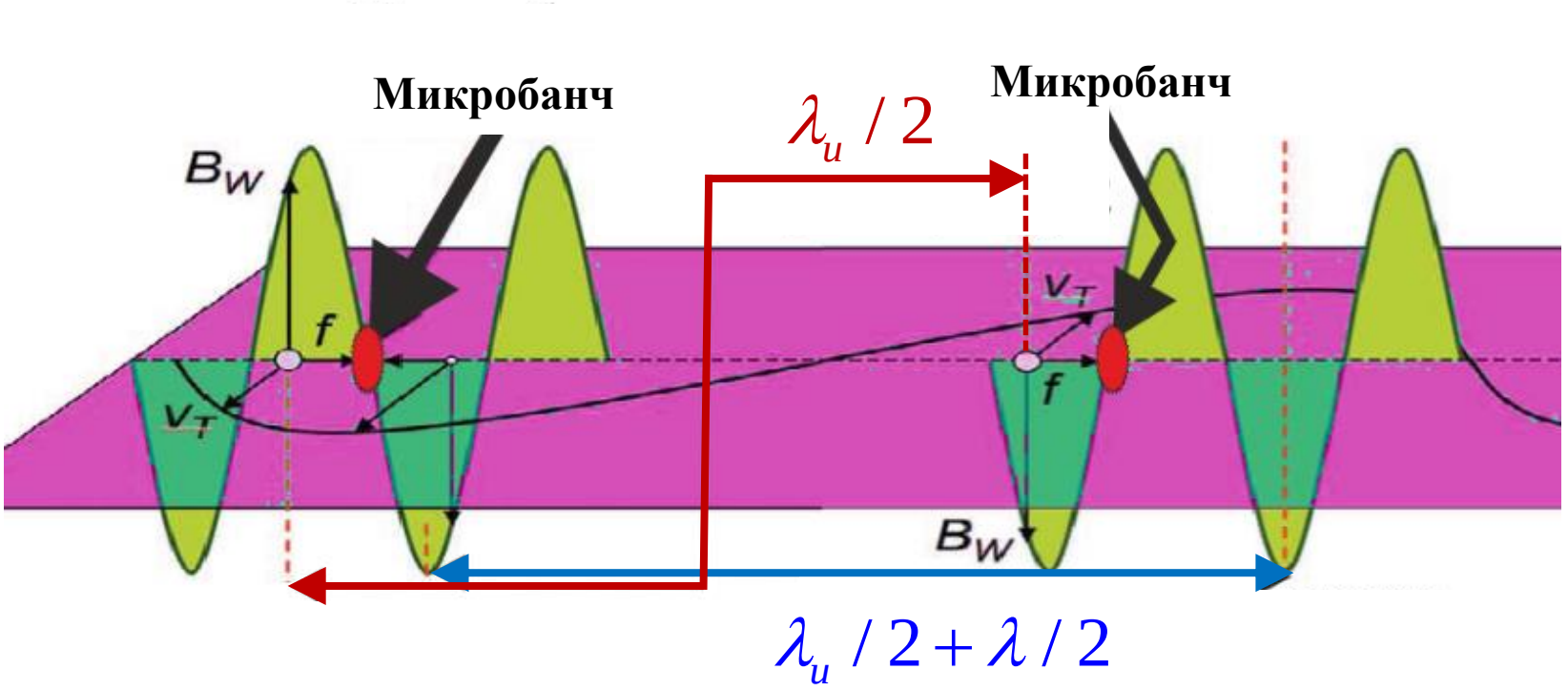
Professor David Attwood
Univ. California, Berkeley

Лазеры на свободных электронах

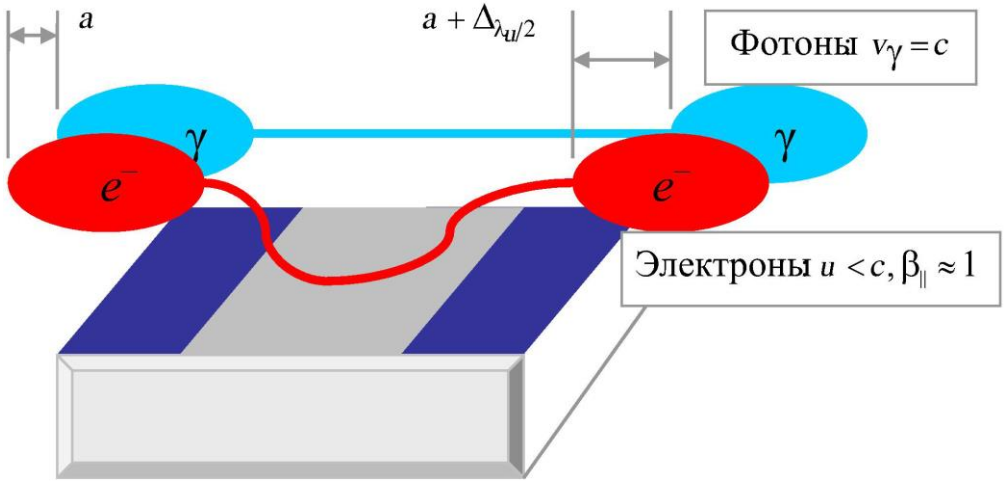


$$P \sim \left| \sum_{j=1}^{N_e} E_j e^{i\varphi_j} \right|^2 = \sum_{j=1}^{N_e} E_j^2 + \left| \sum_{\substack{j=1 \\ j \neq k}}^{N_e} \sum_{k=1}^{N_e} E_j E_k e^{i(\varphi_j - \varphi_k)} \right|^2$$

Группировка электронов в микробанчи

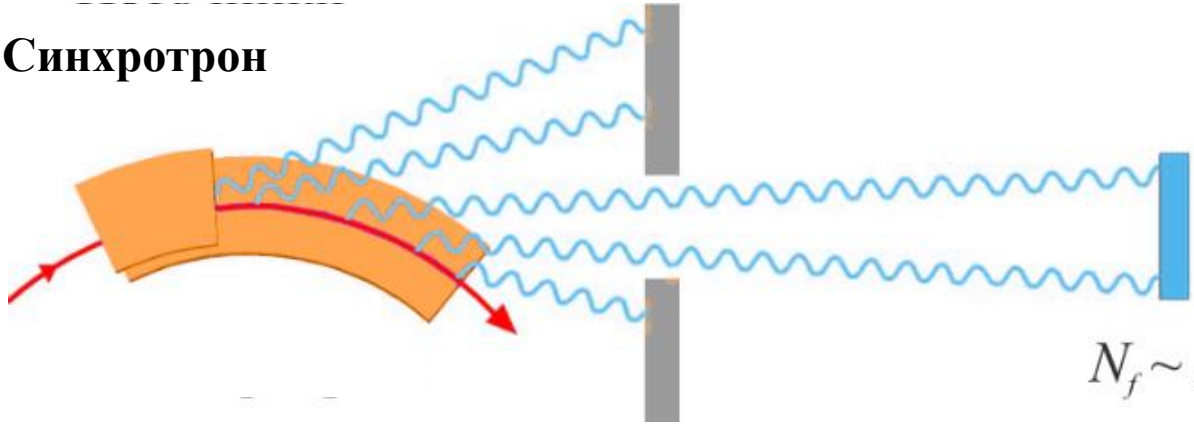


Электрон движется в поле собственной волны, но отстаёт от неё каждые полпериода ондулятора на $\lambda/2$



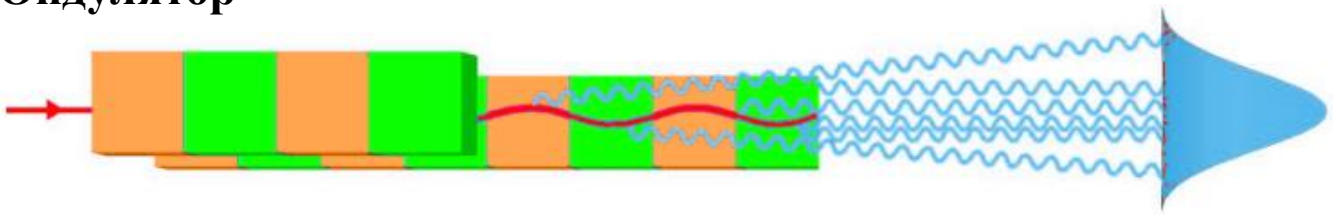
Сравнение синхротрона, ондулятора и ЛСЭ

Синхротрон



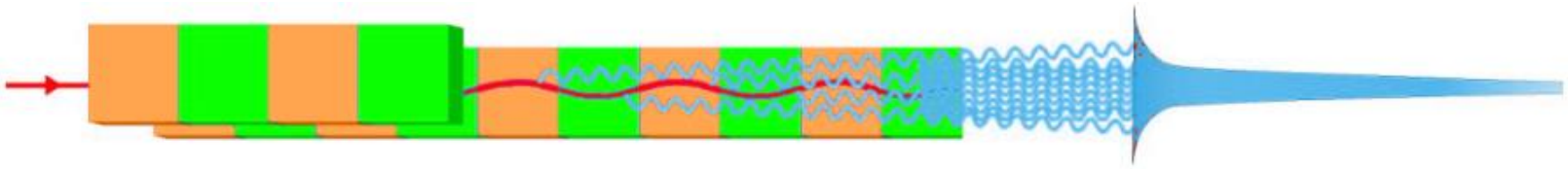
$$N_f \sim N_e$$

Ондулятор



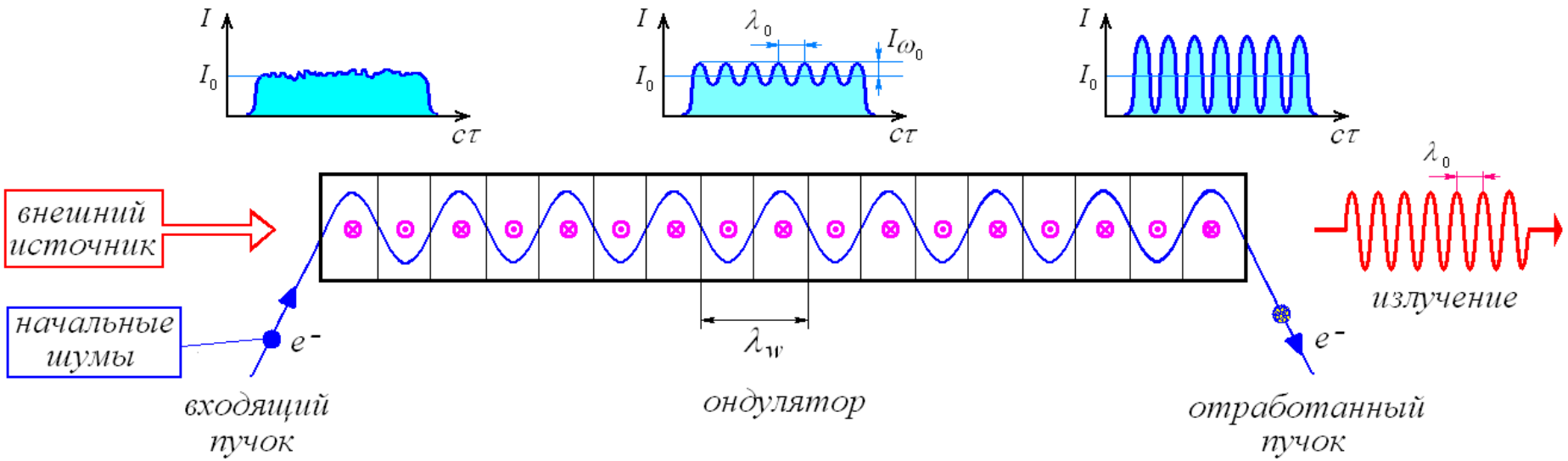
$$N_f \sim N_e N^2$$

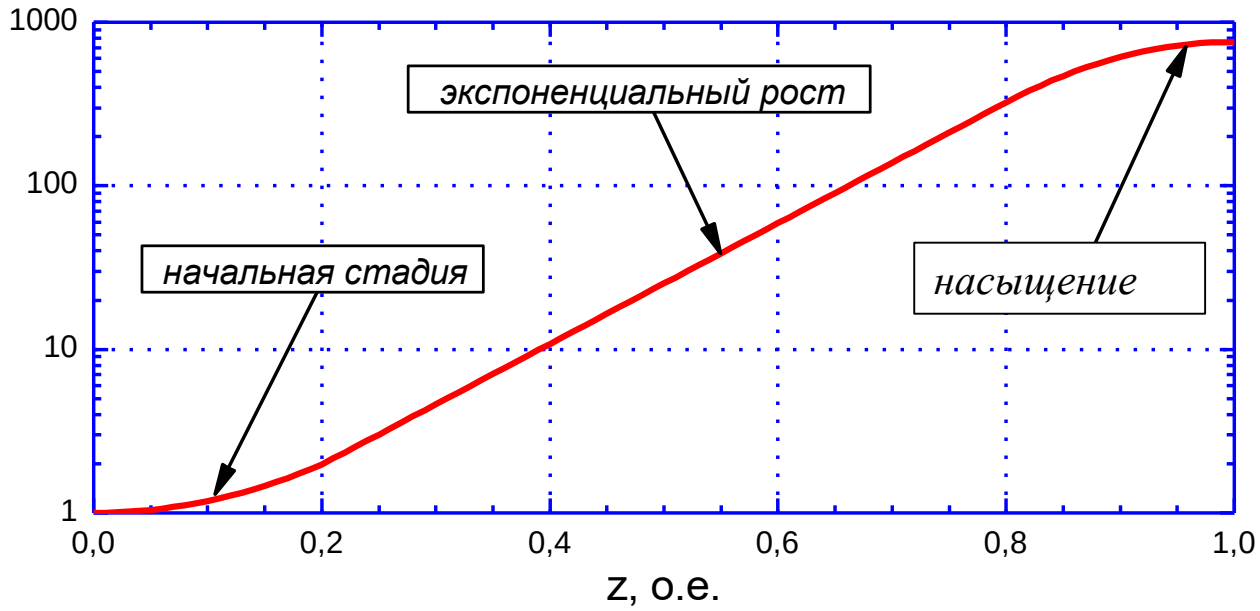
Лазер на свободных электронах

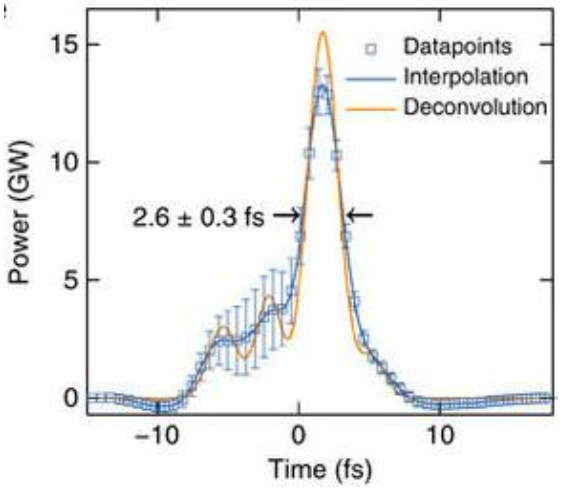


$$N_f \sim (N_e N)^2$$

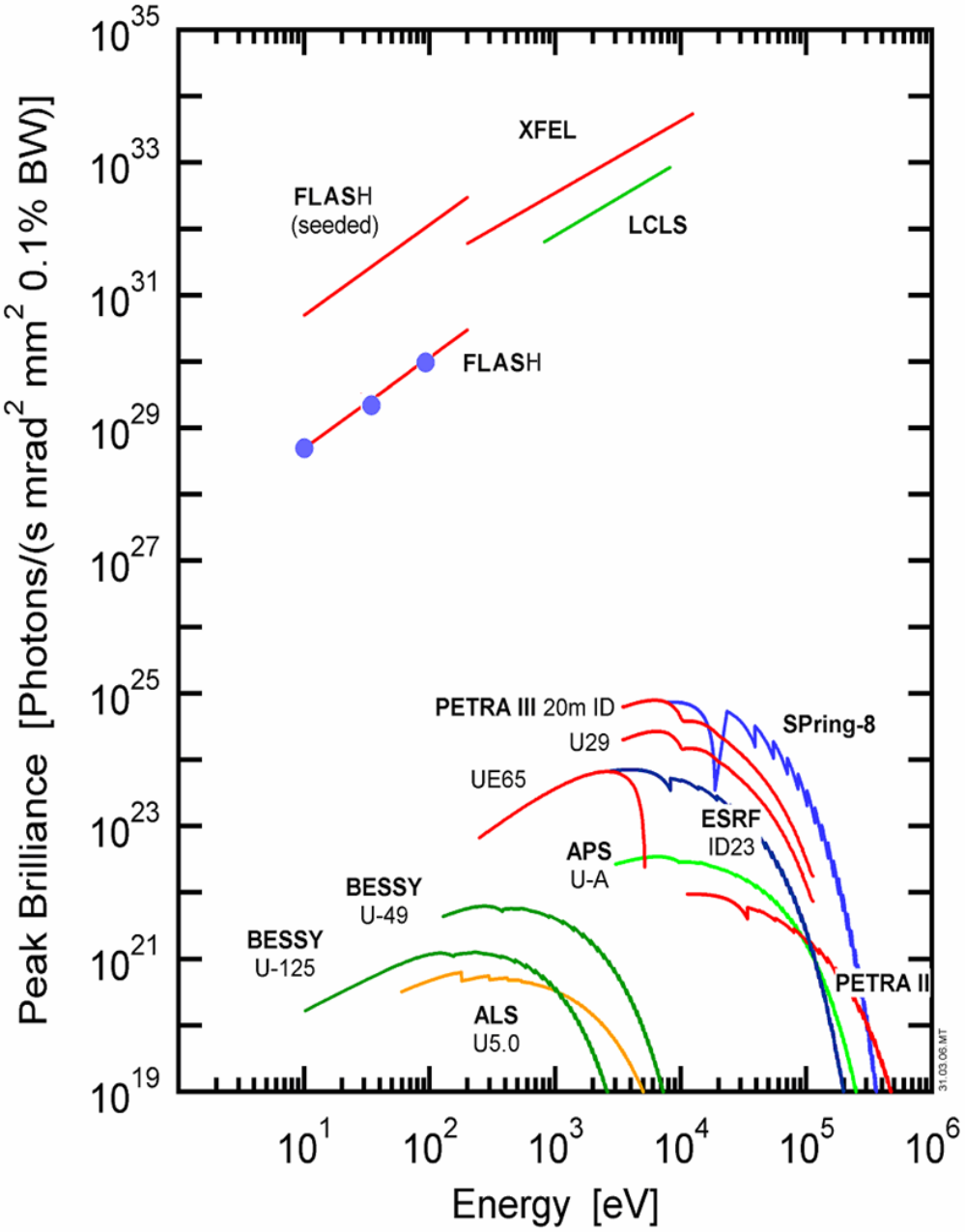
Переход от ондулятора к ЛСЭ







Спектральная яркость источников СИ



Роль российских учёных в развитии ЛСЭ

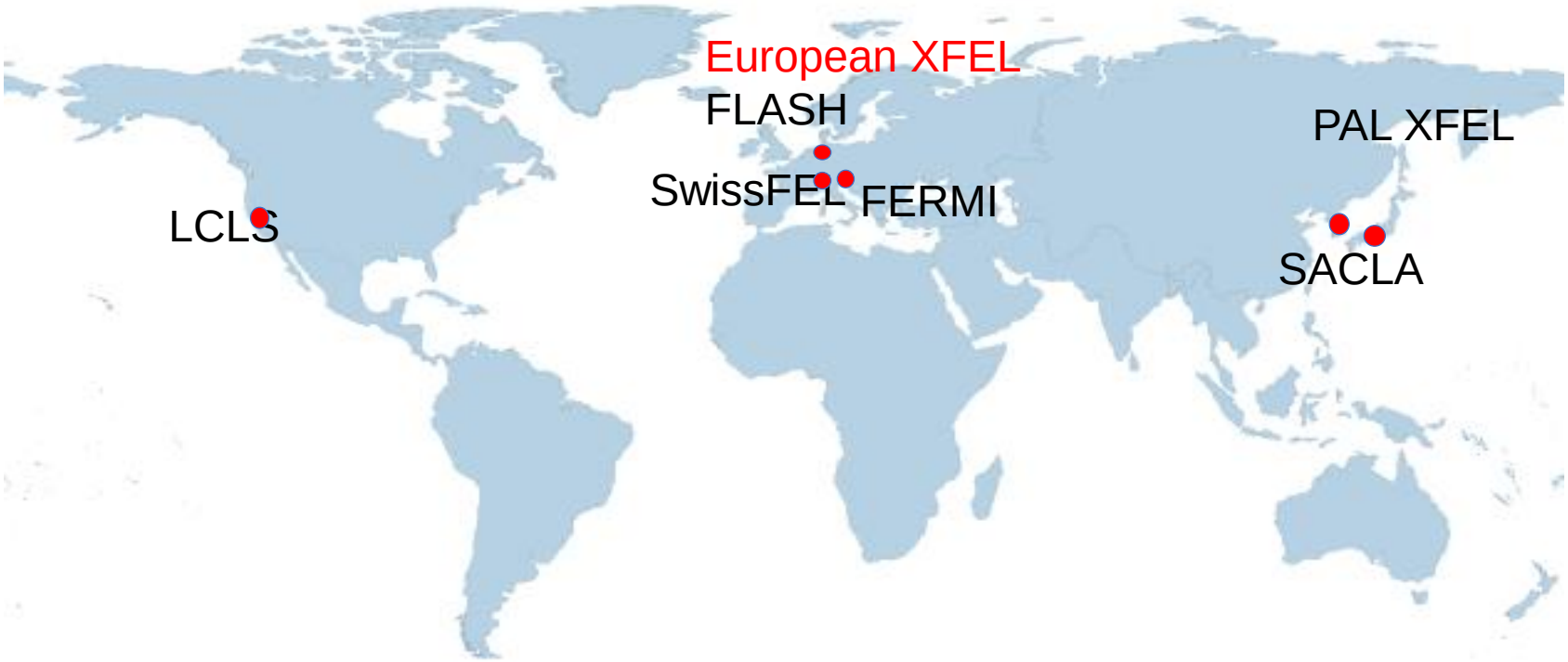
- В.Н. Байер, А.И. Мильштейн. Теория лазера на свободных электронах. – Препринт ИЯФ СО РАН № 77-66 (Новосибирск, 1977). – То же: Physics Letters. – 1978. – Vol. 65A. – P. 319-322.

- Н.А. Винокуров, А.Н. Скринский. Генераторный клистрон оптического диапазона на ультрарелятивистских электронах. – Препринт ИЯФ СО РАН № 77-59 (Новосибирск, 1977)

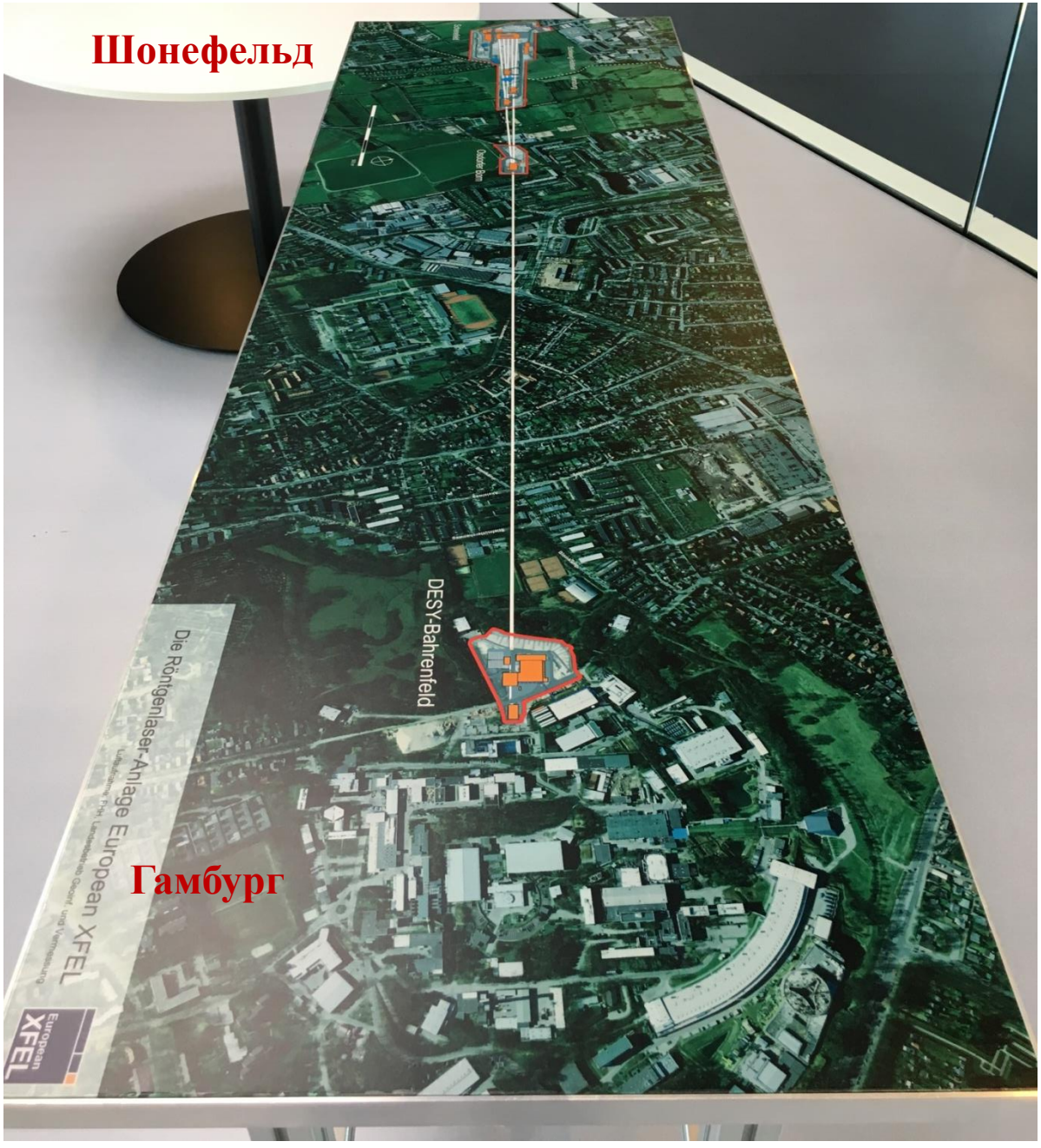
- Н.А. Винокуров, А.Н. Скринский. О предельной мощности оптического клистрона, установленного на электронный накопитель. – Препринт ИЯФ СО РАН № 77-67. – (Новосибирск, 1977)

- А.М. Кондратенко, Е.Л. Салдин. Генерация когерентного излучения релятивистским электронным пучком в ондуляторе. – Препринт ИЯФ СО РАН № 79-43 (Новосибирск, 1979) – То же: Particle Accelerators, 10, 207-216 (1980)

Основные лазеры на свободных электронах



XFEL


Шонефельд
DESY-Bahrenfeld
Die Röntgenlaser-Anlage European XFEL
Гамбург

XFEL

Electron Accelerator – Commissioning Experience and Plans for 2018
Winni Decking & Hans Weise, 01/2018
9
The European XFEL uses the by far Longest Superconducting Linac Worldwide

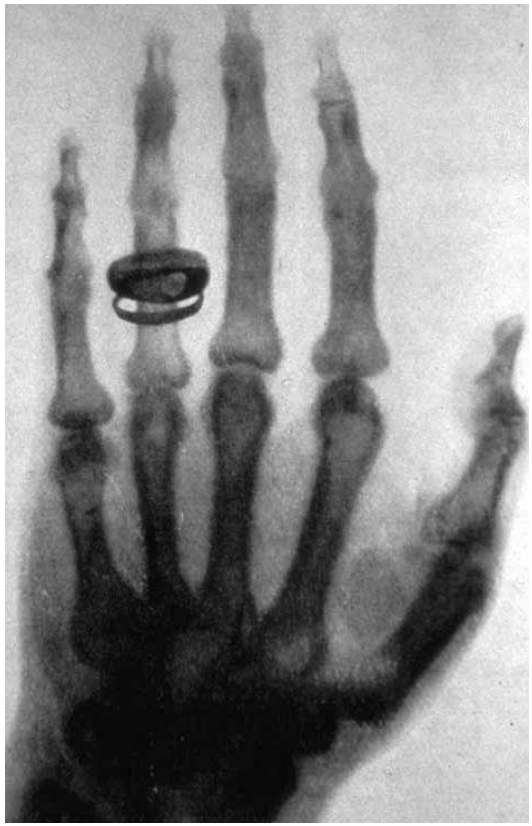
Рентгеновская диагностика

Рентгеновская диагностика

- ✓ Длина волны: >2 Å (<6 кэВ) – «мягкий»,
  <2 Å (>6 кэВ) – «жёсткий» рентген
  ≈ межатомные расстояния
- ✓ Высокая проникающая способность

Исследования молекулярной и внутримолекулярной структуры веществ с определением межатомных расстояний, в частности в кристаллах и биологических молекулах.

В рентгеновской спектроскопии излучение возбуждает связанные электроны в атомах!

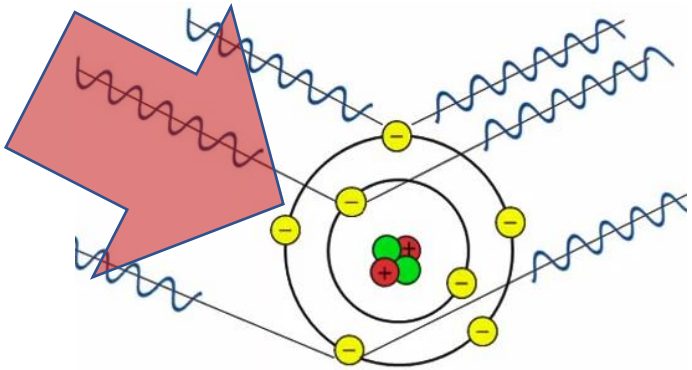


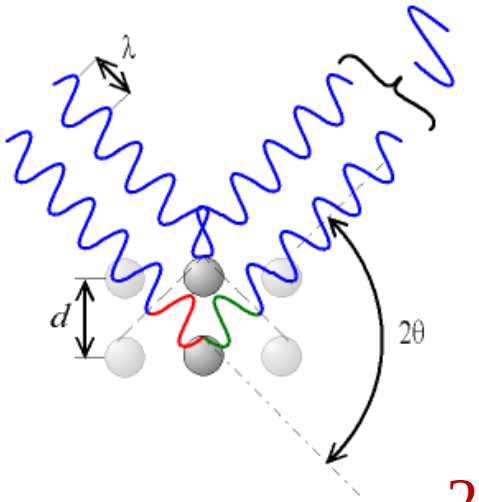
Сделанная В. К. Рентгеном фотография (рентгенограмма) руки Альберта фон Кёлликера

Дифракция Брэгга (XRD – X-Ray refraction)

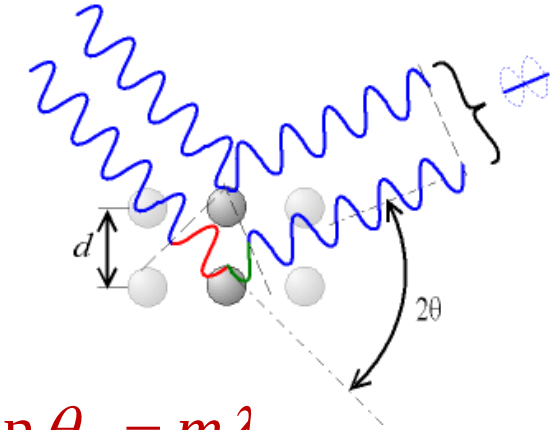
Дифракция (рассеяние) рентгеновского пучка – возникновение вторичных отклонённых пучков той же длины волны в результате взаимодействия первичного пучка с электронами вещества.

Простейший случай – дифракция на прямолинейной цепочке атомов



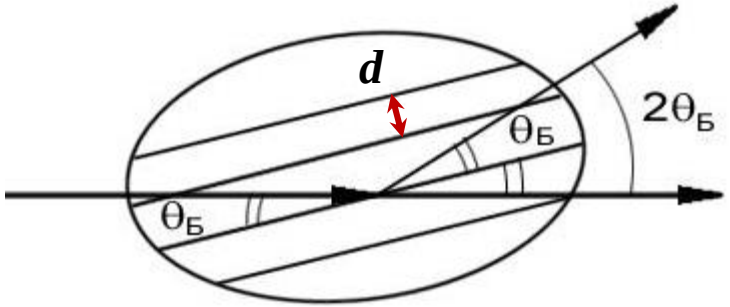


Рассеянные от разных слоёв пучки интерферируют

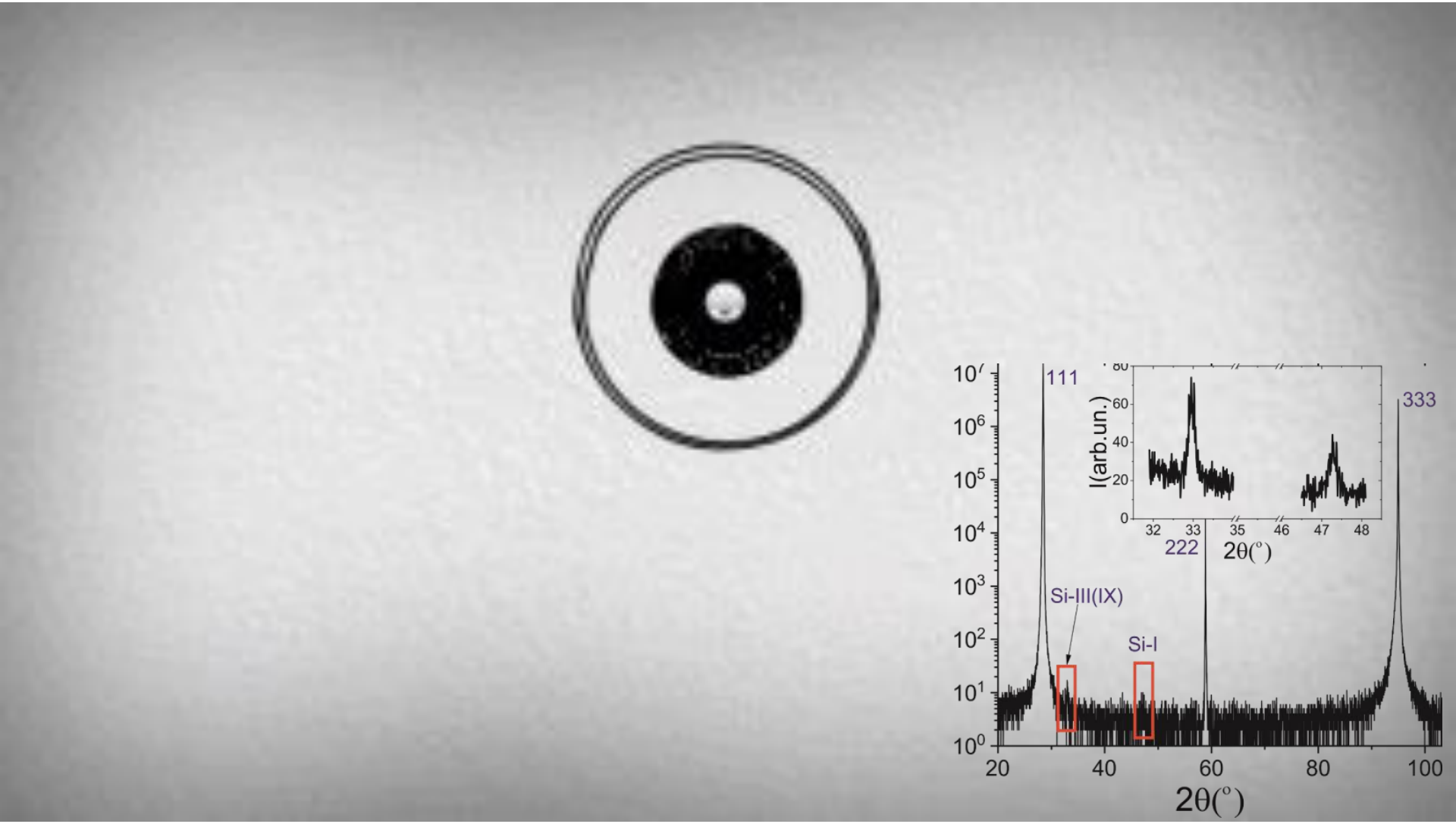


$$2d \sin\theta_{Б} = m\lambda$$

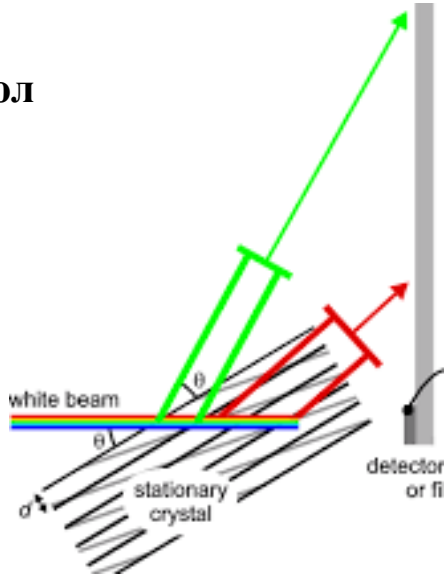
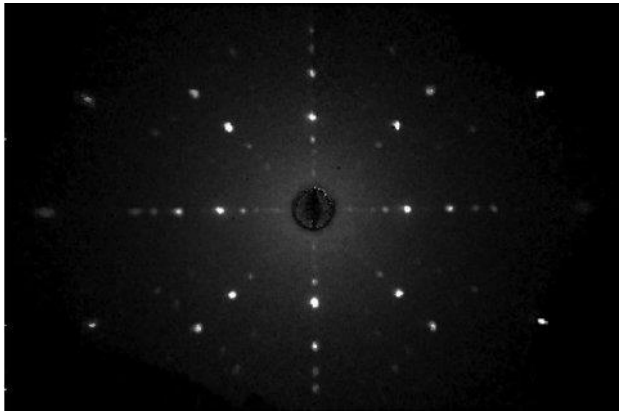
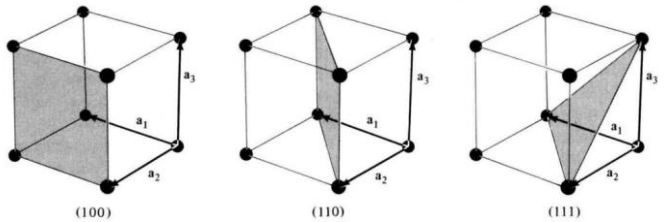
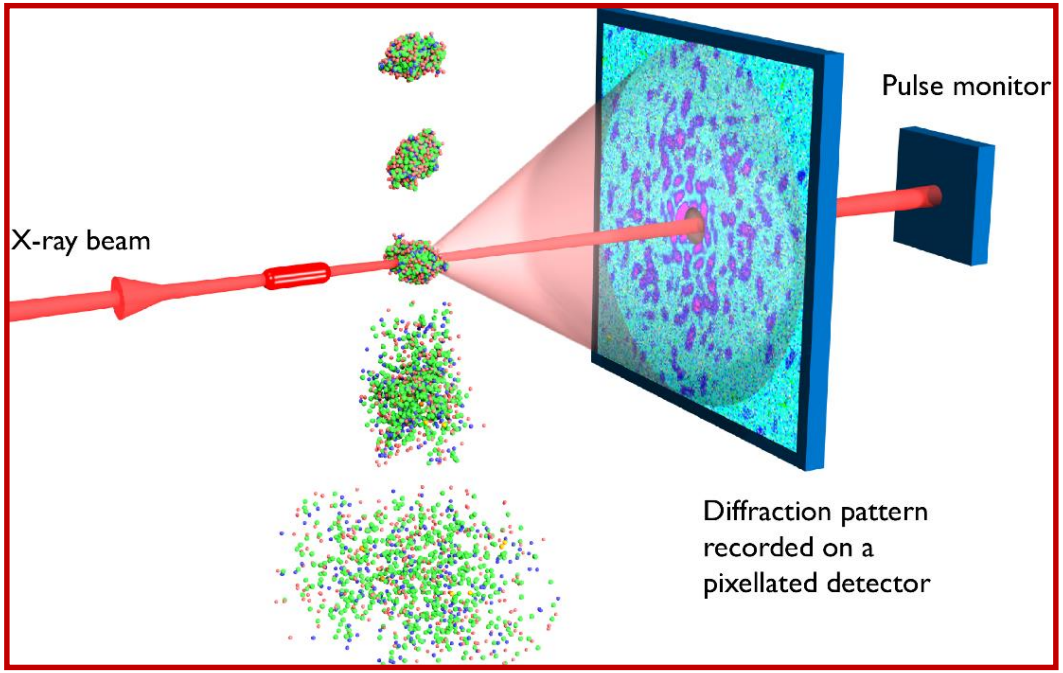
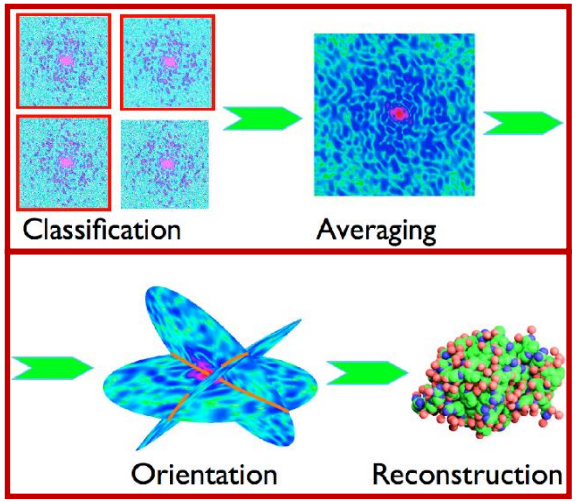
- ✓ **Неинвазивная диагностика**
- ✓ **Высокое пространственное разрешение**
- ✓ **Необходима кристаллическая решётка**



Падающее излучение имеет одну длину волны!



Дифракция Лауэ

В дифракции Лауэ рентгеновский пучок **не монохроматичен, но угол падения не варьируется**.

При этом условия интерференции для разных кристаллографических осей выполняются на разных длинах волн. Это приводит к появлению ярких точек на фотопластинах.