

Применение быстрых сцинтилляторов в позитронно-эмиссионной томографии

С. В. Косьяненко

Петербургский институт ядерной физики

31 Января 2012 г.

План:

Введение в ПЭТ

ПЭТ с временным каналом

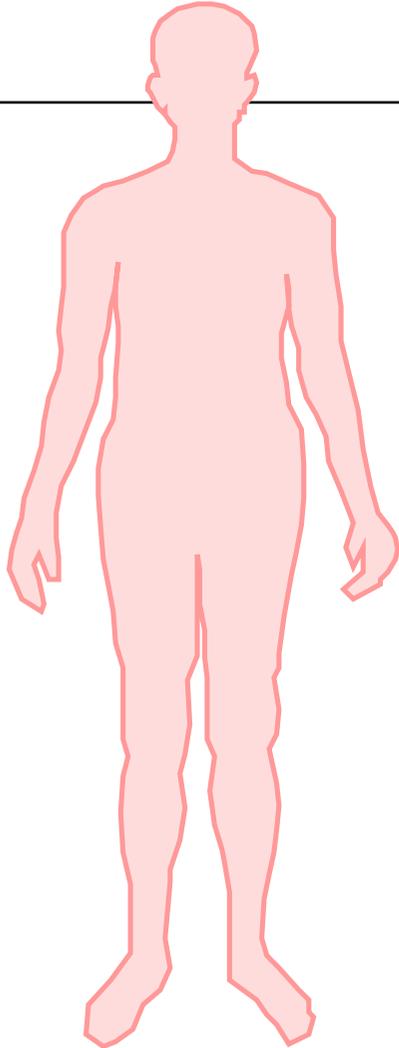
Исследование быстрых сцинтилляторов

Новые перспективы ПЭТ

Заключение

Введение в ПЭТ

1: Инъекция радиоактивного медикамента



- Медикамент помечен позитронным (β^+) радионуклидом.
- Эквивалентная доза облучения 5-7 мЗв.

Например:

- Естественное фоновое ионизирующее излучение в среднем за год равно 2,4 мЗв.
- Для персонала атомной электростанции доза облучения за год не должна превышать 50 мЗв

Применяемые радионуклиды

- Легко внедряются в активный медикамент
- Время жизни около 2-х часов
- Легко производятся.

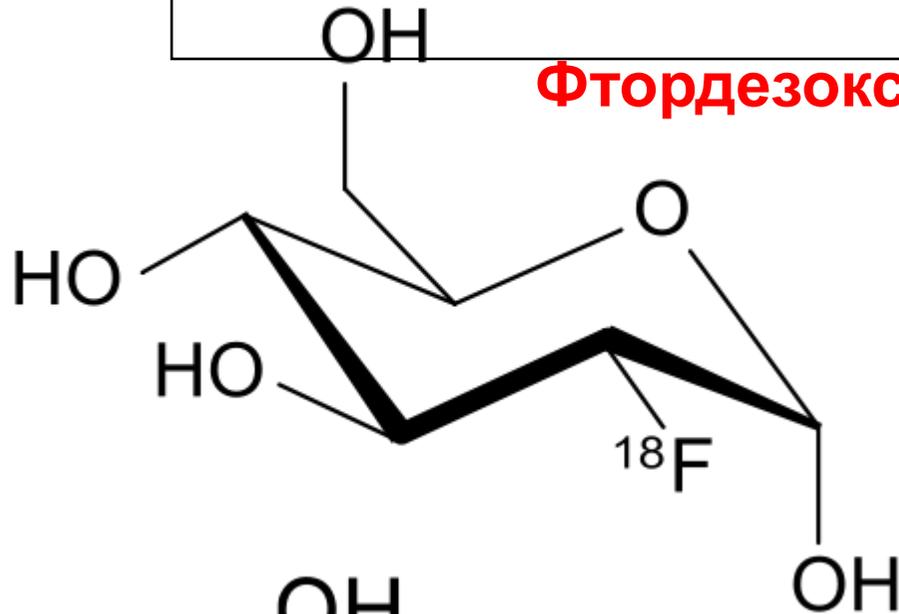
F время жизни 110 мин.

¹¹C, ¹³N время жизни 2, 20, 10 мин.

⁸²Br время жизни 75 сек

Популярный радиофарм препарат

Фтордезоксиглюкоза

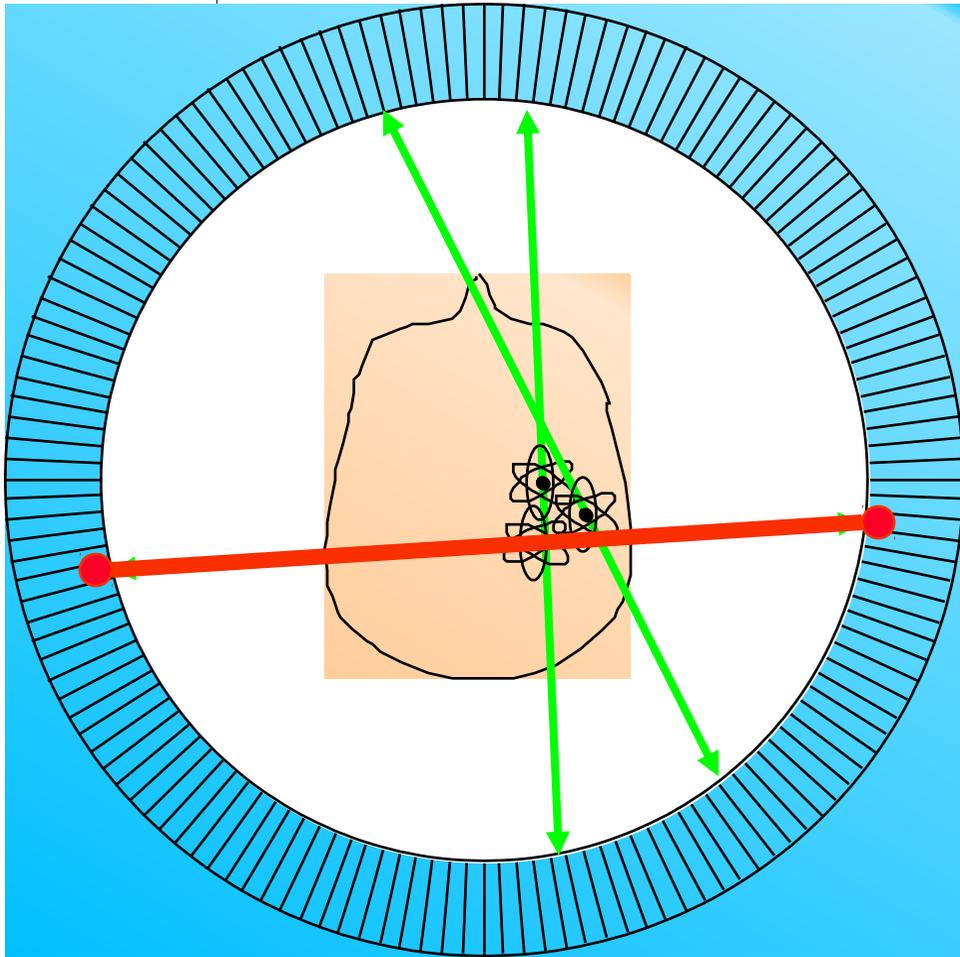


Глюко́за



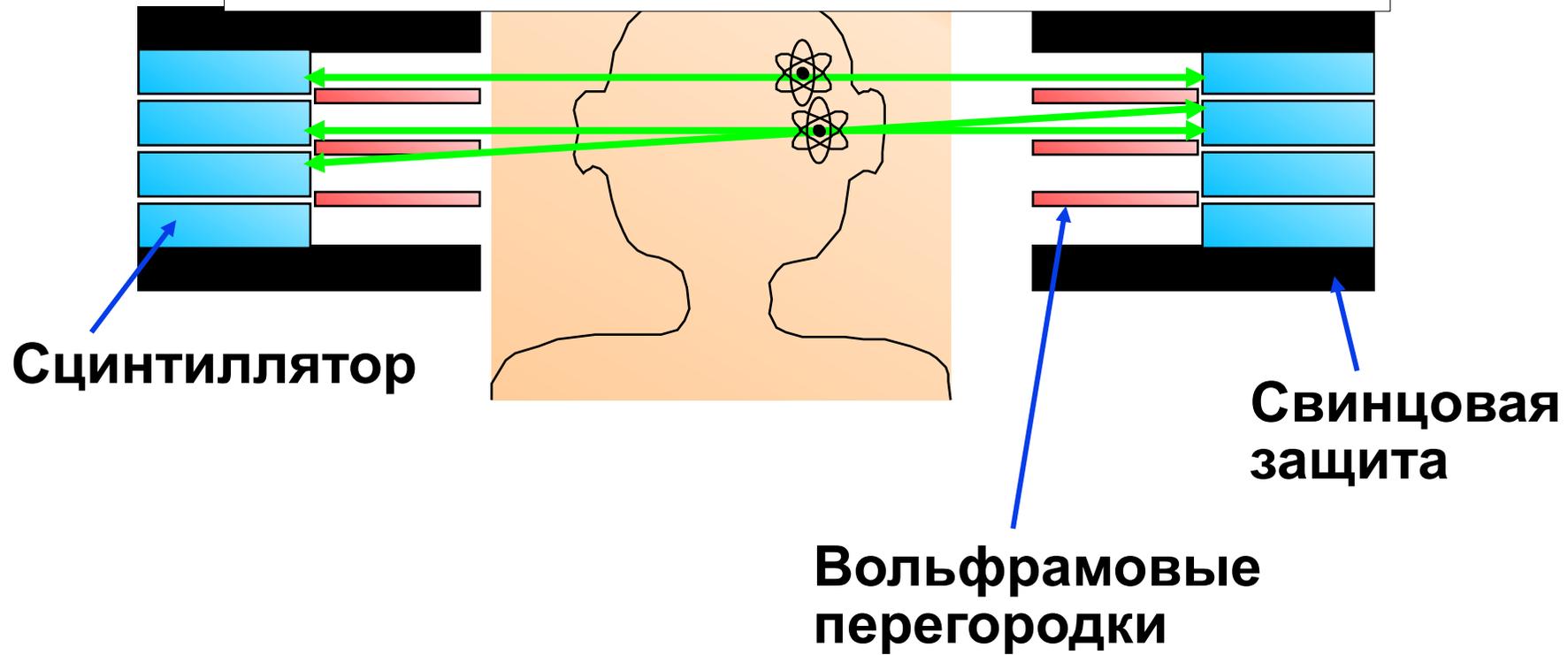
Фтордезоксиглюкоза (ФДГ, FDG) — биологический аналог глюкозы. Полное название 2-фтор-2-дезоксид-D-глюкоза. Молекула содержит радиоактивный (позитрон-излучающий) фтор 18.

2: Детектирование радиоактивного распада



- Радионуклид распадается через β^+ .
- β^+ аннигилирует с e^- в ткани с испусканием в противоположные стороны фотонных пар с энергией каждого фотона 511 кэВ, которые регистрируются детекторами.
- Место нахождения позитрона определяется парой детекторов (хордой).

Многослойная ПЭТ камера



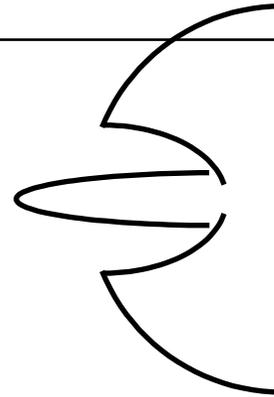
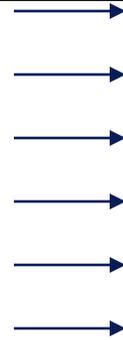
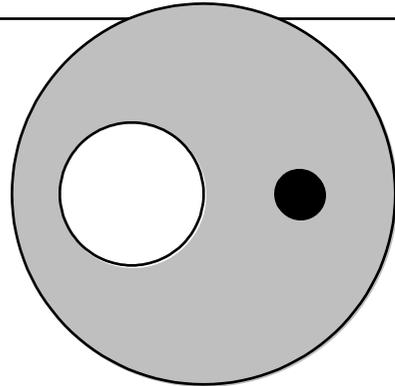
Актуальные сцинтилляторы для ПЭТ

Свойства	NaI(Tl)	BGO	LSO	YSO	GSO	BaF2	LaBr3	LYSO
Плотность, г/см ³	3,67	7,13	7,4	4,53	6,71	4,89	5,3	5,31
Эффективное Z	50,6	74,2	65,5	34,2	58,6	52,2	46,9	54
Длина поглощения, см	2,88	1,05	1,16	2,58	1,43	2,2	2,1	2
Постоянная высвечивания, нс	230	300	40	70	60	0,6	15	53
Световой выход, фот/кэВ	38	6	29	46	10	2	61	29
Относительный световой выход, %	100	15	75	118	25	5	160	76
Длина волны, нм	410	480	420	420	440	220	360	420
Коэффициент преломления	1,85	2,15	1,82	1,8	1,91	1,56	1,9	1,81
Энергетическое разрешение $\Delta E/E$, %	6,6	10,2	10	12,5	8,5	11,4	3	10
Гигроскопичность	Да	Нет	Нет	Нет	Нет	Нет	Да	Нет

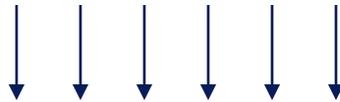
BGO – Bi₄Ge₃O₁₂,
LSO – Lu₂SiO₅(Ce)
YSO – Y₂SiO₅(Ce)
GSO – Gd₂SiO₅(Ce)
LYSO – Lu_{1.8}Y_{0.2}SiO₅(Ce)

3: Реконструкция изображения

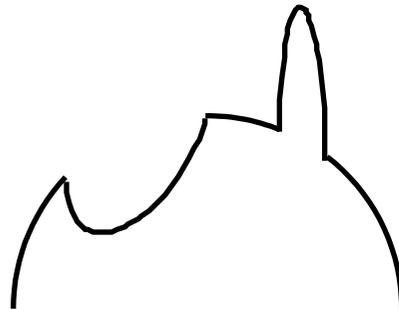
2-мерный
объект



1-мерная
горизонтальная
проекция

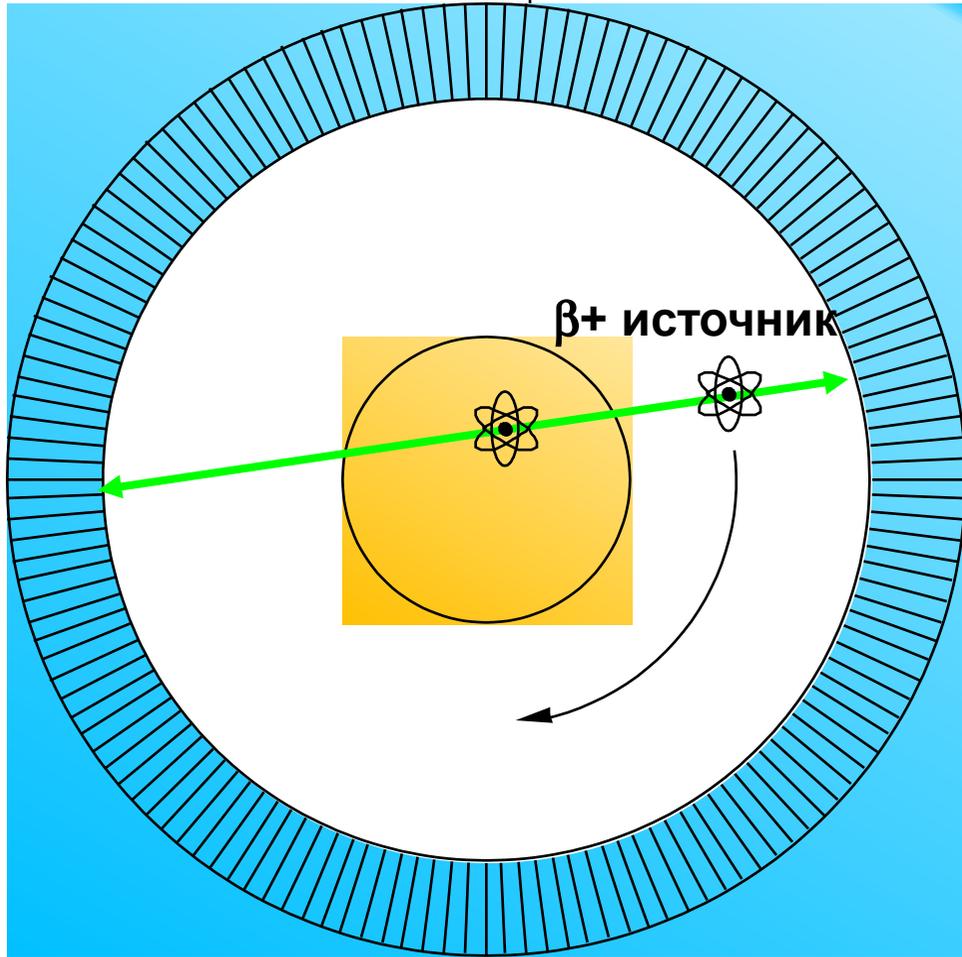


1-мерная
вертикальная
проекция



Реконструкция объекта получается после
реконструкции всех 1-мерных проекций
2-мерного объекта

Коррекция ослабления



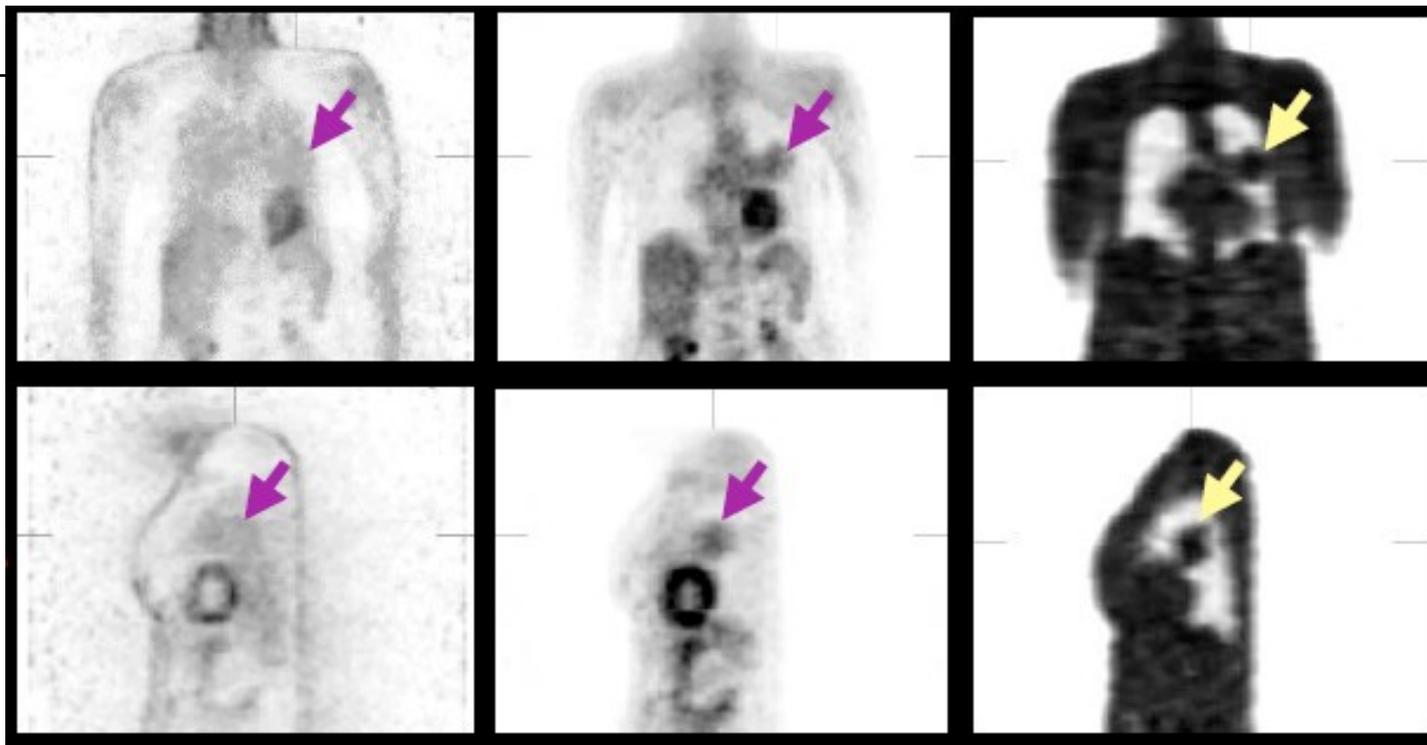
Из-за ослабления может «потеряться» от 50 % до 95% всех полезных событий

В ПЭТ используют карту разности плотностей всего исследуемого тела, которую применяют для коррекции ослабления.

- Используется внешний позитронный источник.
- Источник вращается вокруг пациента для измерения всех хорд.

В современной ПЭТ для коррекции ослабления используют КТ или МРТ

Применение коррекции ослабления



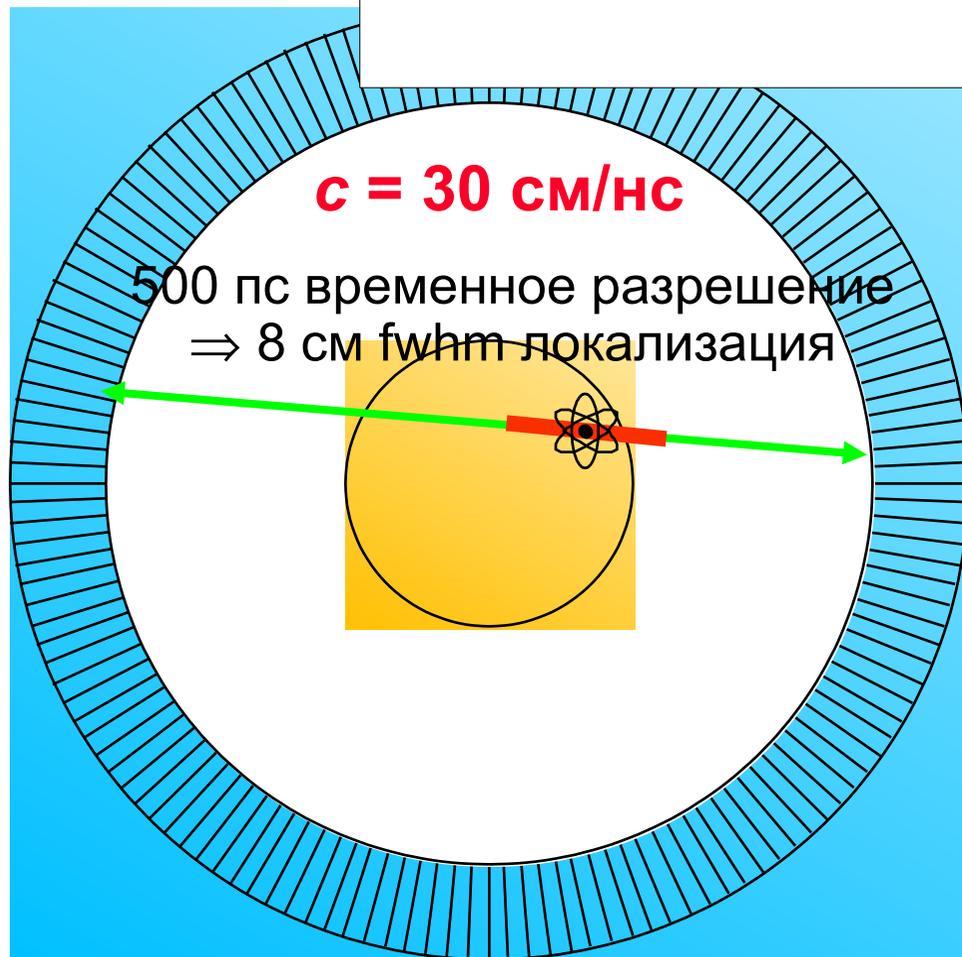
**ПЭТ без
коррекции
ослабления**

**ПЭТ с
коррекцией
ослабления**

**Компьютерная
томография**

ПЭТ с временным каналом

А: Времяпролётная ПЭТ

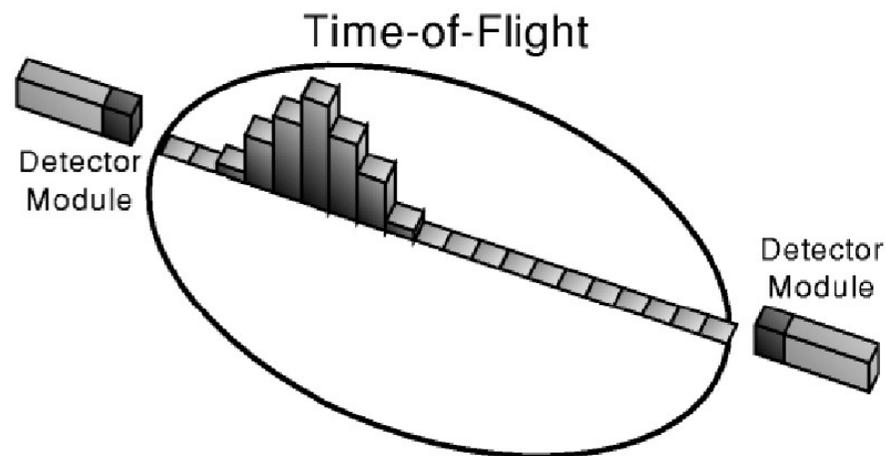


- Локализация источника вдоль хорды.
- Улучшение соотношения сигнала к шуму (ССШ, SNR).

$$\frac{SNR_{TOF}}{SNR_{non-TOF}} = \sqrt{\frac{D}{dX}}$$

Достигнутое временное разрешение для двух LSO составляет 300 пс \rightarrow 5 см (dX). При размере объекта $D=40$ см, шум уменьшается в 3-и раза.

Б: Времяпролётная ПЭТ

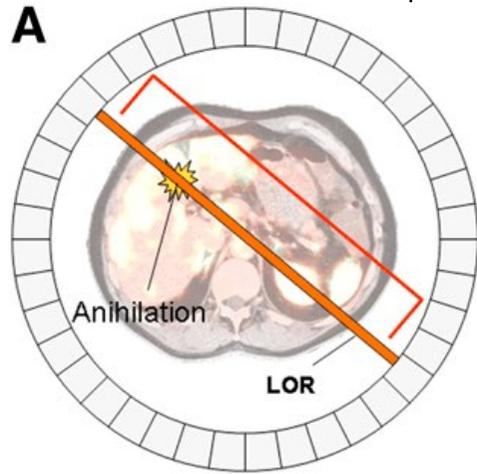


**Источник распада
может находиться в
любом месте
хорды**

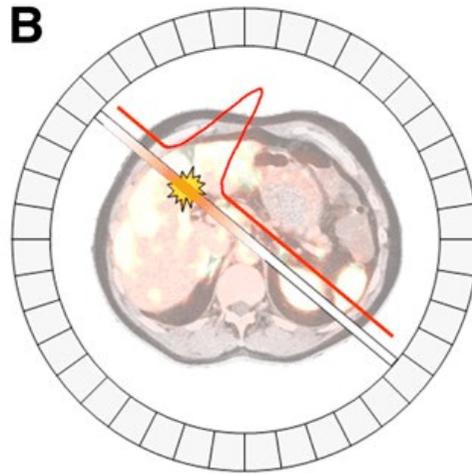
$$\Delta x = \text{FOLE} \frac{c \Delta t}{2}$$

**Источник
локализуется на
хорде в
соответствии с
временным
разрешением**

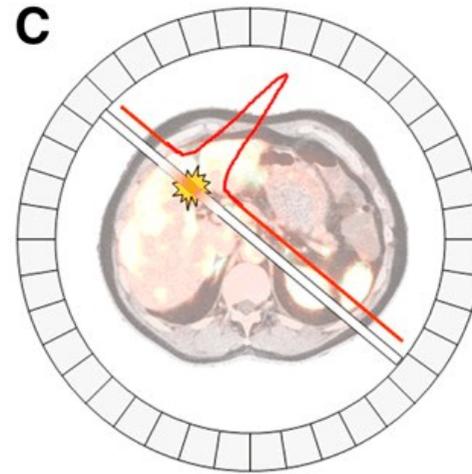
В: Времяпролётная ПЭТ



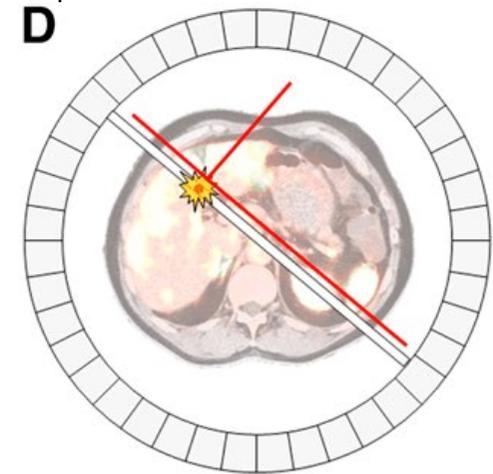
no TOF



~500 ps TOF resolution



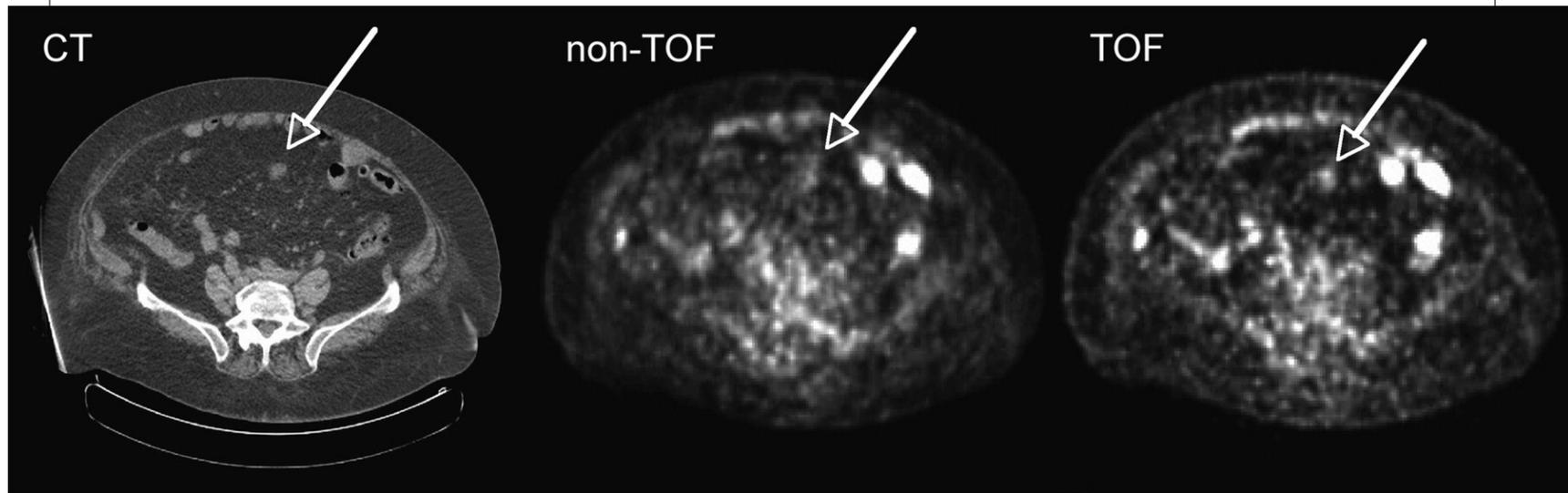
~300 ps TOF resolution



~15 ps TOF resolution

Если временное разрешение составит **~ 15 пс**, то место аннигиляции позитрона и электрона будет определено с точностью **~2,5 мм** и не будет требоваться восстановления изображения. (Изображение из University of Tübingen.)

Изображения ПЭТ без ВП и с ВП



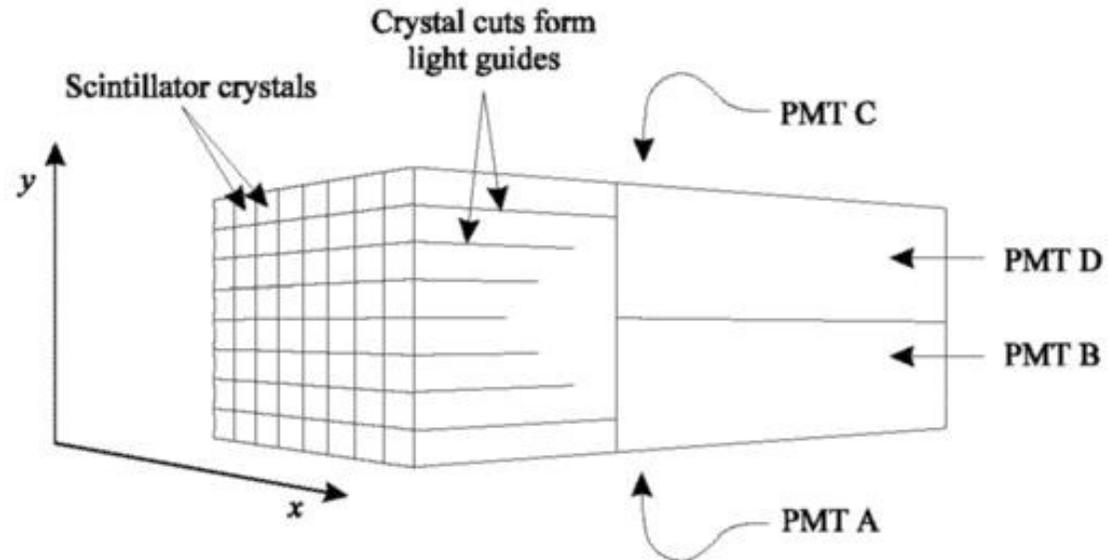
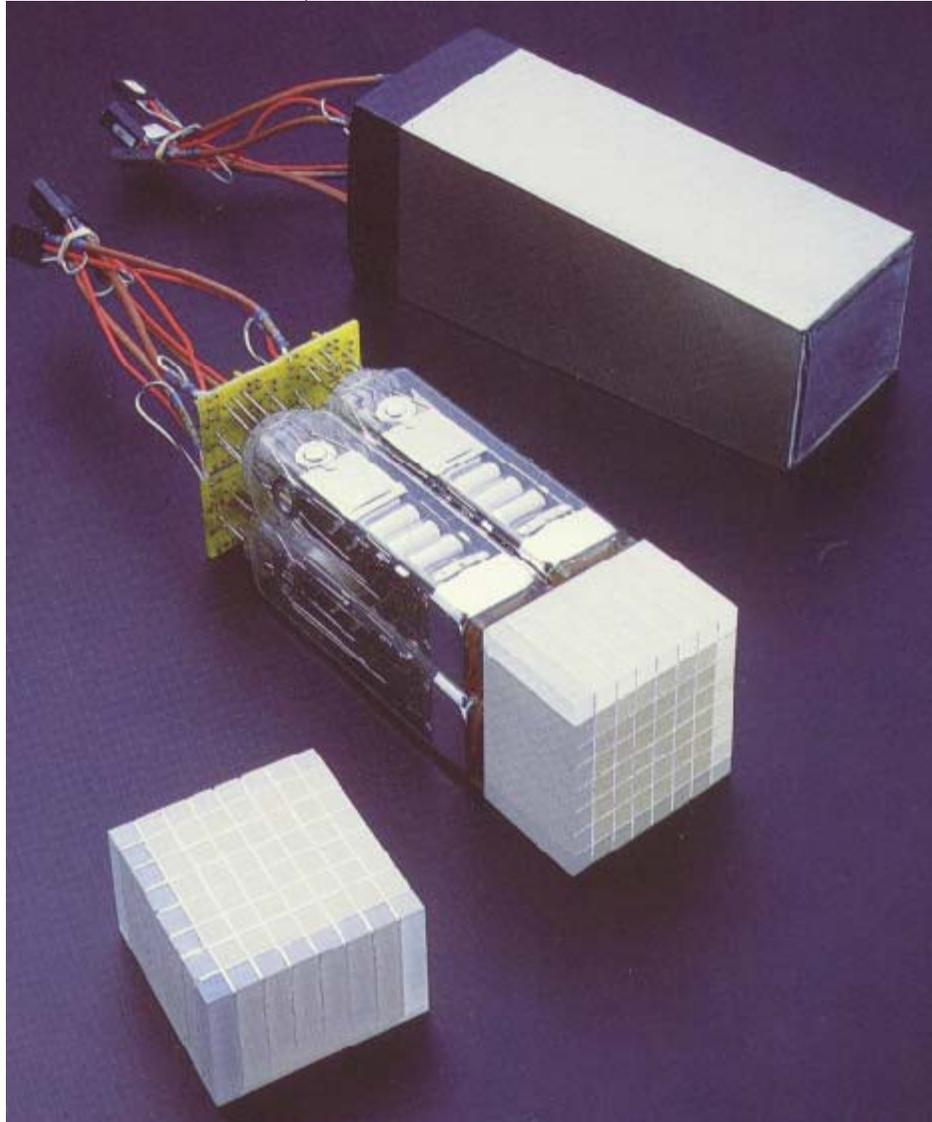
ВП ПЭТ изображение, полученное с помощью Phillips Gemini TOF PET сканера при временном разрешении 600 пс. (Фото Philips Medical Systems.)

ПЭТ сканер



- Диаметр сканера ~60 см.
- От 24 до 48 слоёв, покрывает 15 см вдоль оси.
- 4–5 мм fwhm пространственное разрешение.
- ~2% угловой захват.
- Стоимость \$1 – \$2 миллиона.

Устройство ПЭТ детектора

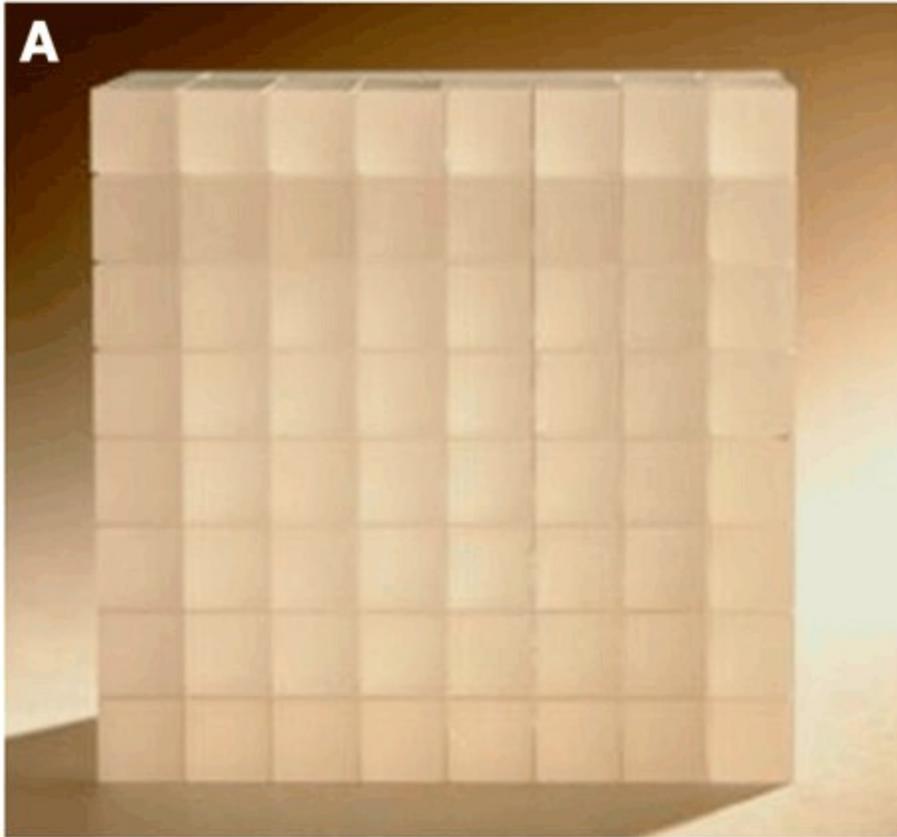


$$X = \frac{A + B}{A + B + C + D}$$

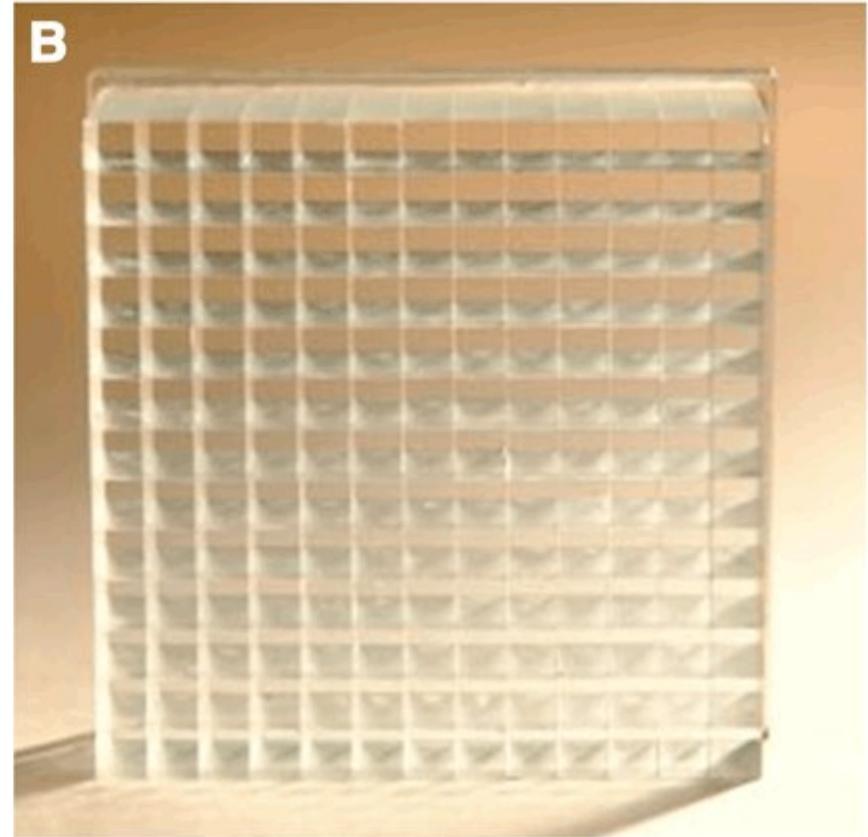
$$Y = \frac{A + C}{A + B + C + D}$$

Anger
логика

Блоки сцинтилляторов

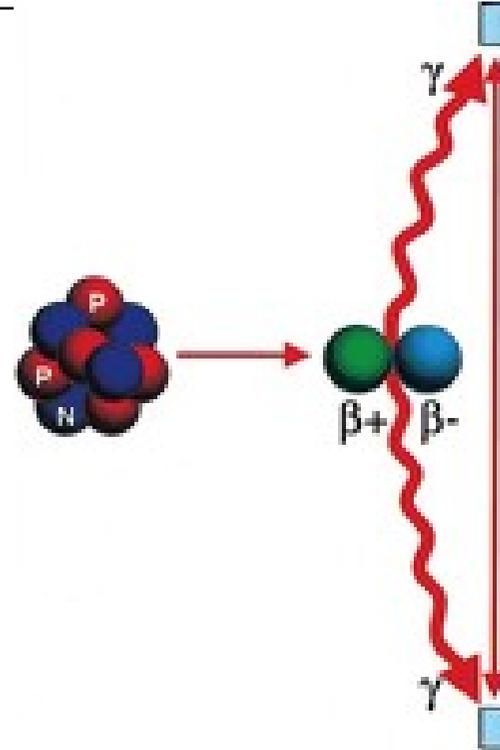
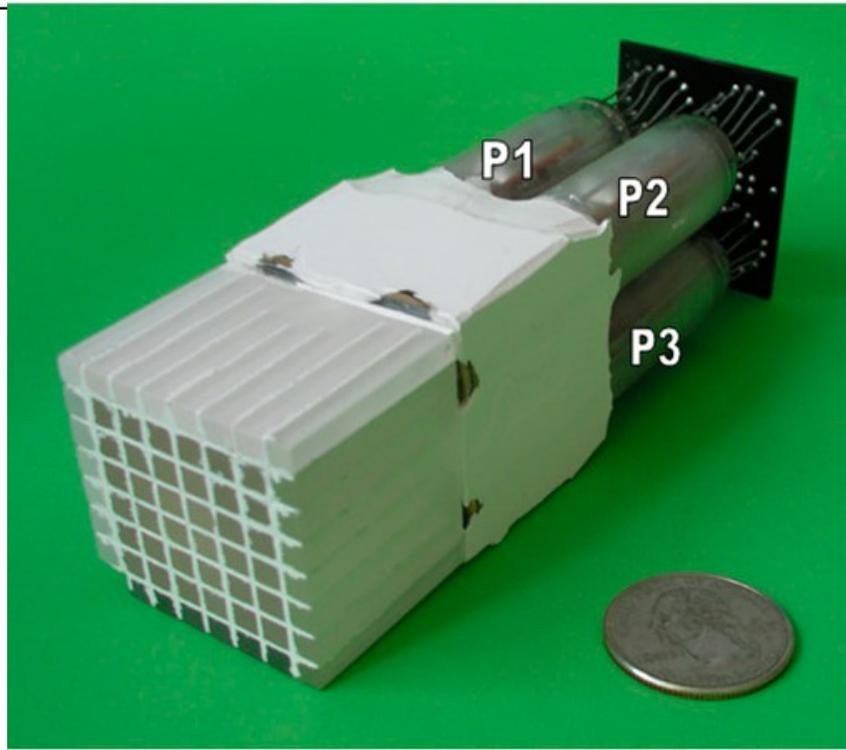
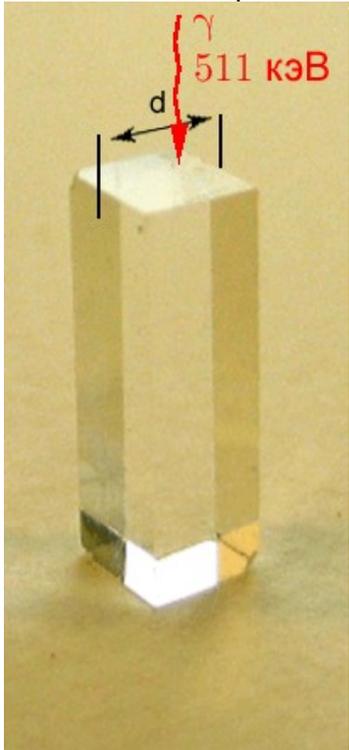


A. Ранее использовались BGO блоки 6x6x30 мм³ в матрице 8x8.



B. Современный ПЭТ сканер содержит LSO блоки 4x4x35 мм³ в матрице 13x13.

Фундаментальные ограничения пространственного разрешения



Размер
сцинтилля
тора

Логика Anger

Пробег
позитрона

Неколлинеарность
гамма квантов

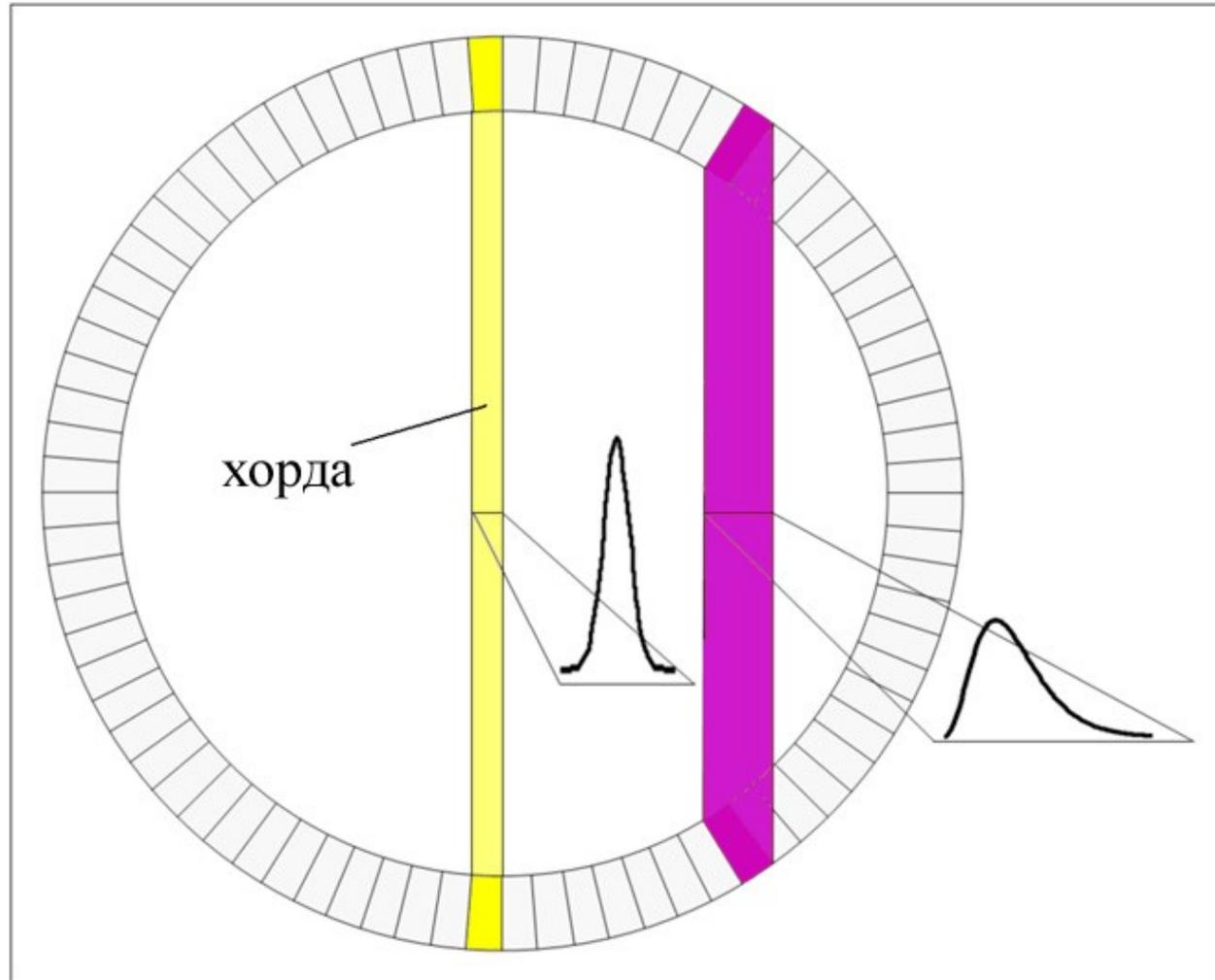
$d/2$

2,2 мм

F18 (FDG)-1,4

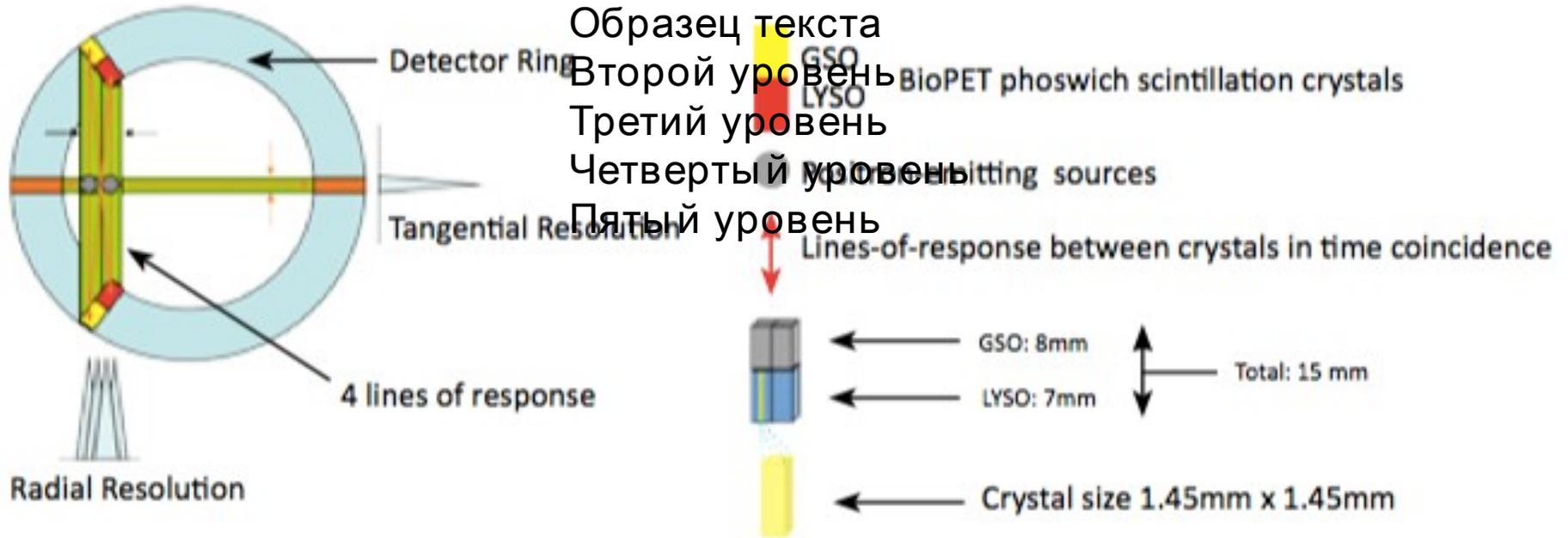
$180 \pm 0,50$

Параллакс



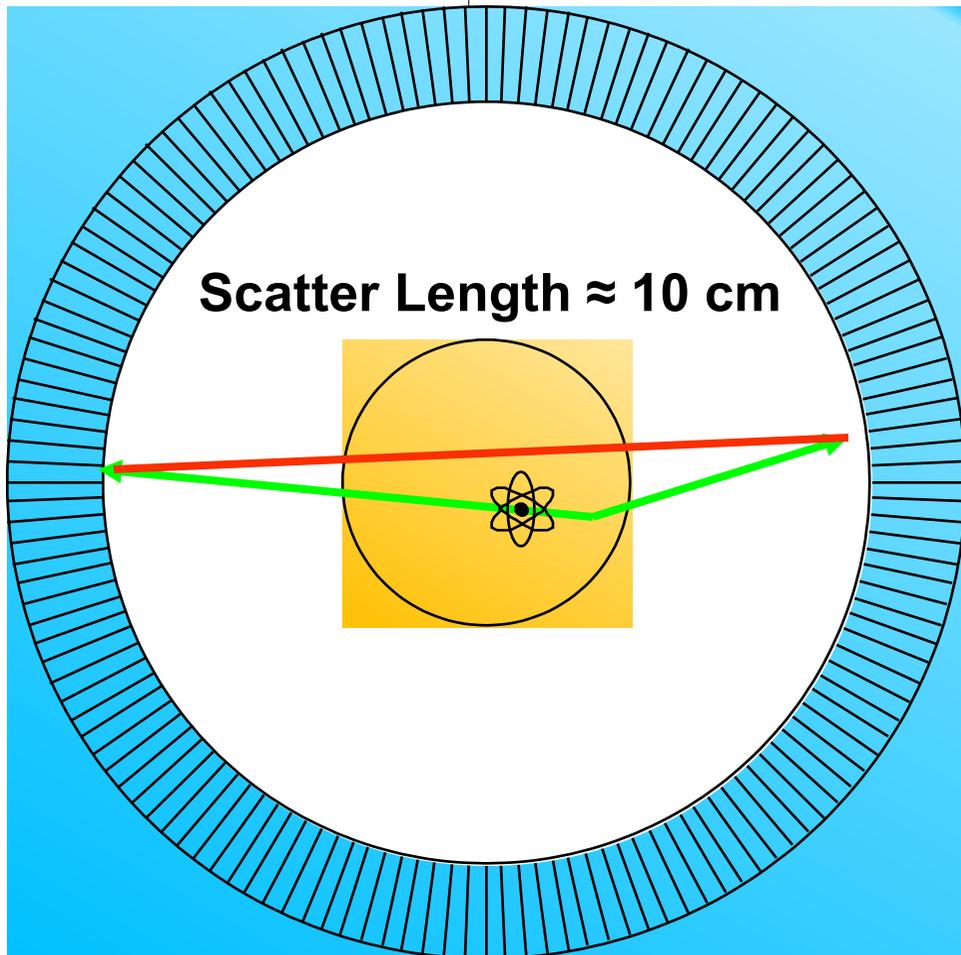
- **Пространственно разрешение ухудшается по мере удаления хорды от диаметра.**
- **Данный «вредный» эффект может быть удалён за счёт измерения глубины остановки гамма кванта (DOI).**

Коррекция параллакса



Коррекция параллакса происходит за счёт использования двух сцинтилляторов с отличающимися временами высвечивания

Рассеяние Комптона



- Комptonовское рассеяние возникает в пациенте. Рассеянные гамма кванты создают фон.
- Фон уменьшается с улучшением амплитудного разрешения детектора.

Исследование быстрых сцинтилляторов

Техническое обеспечение

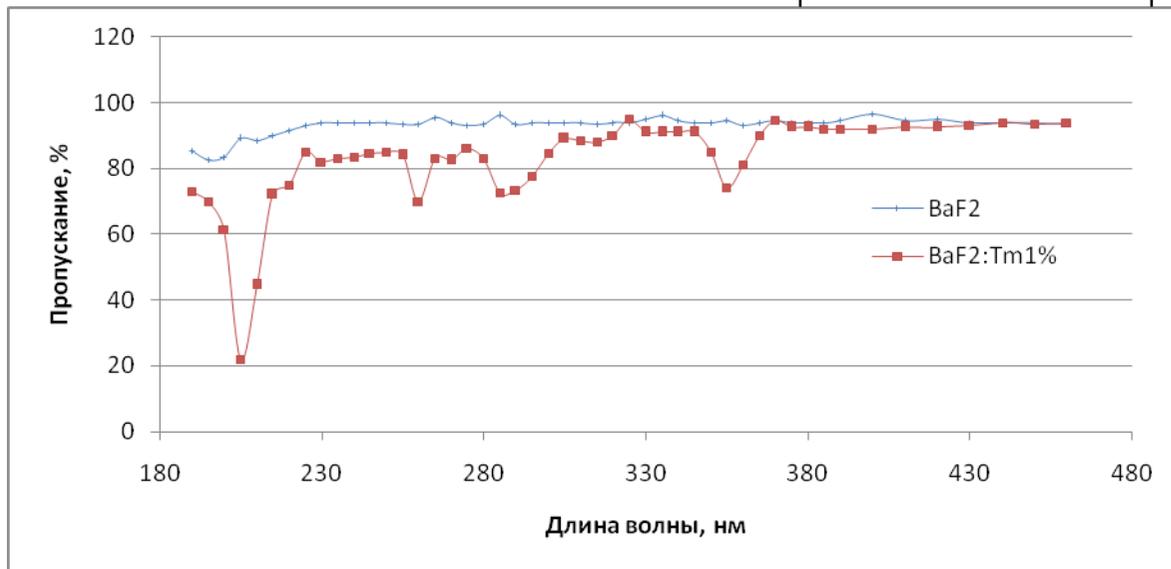
**Спектрофотометр на длины волн
185-1000 нм.**

**Установка для исследования спектров рентгенолюминесценции в диапазоне
185-1000 нм.**

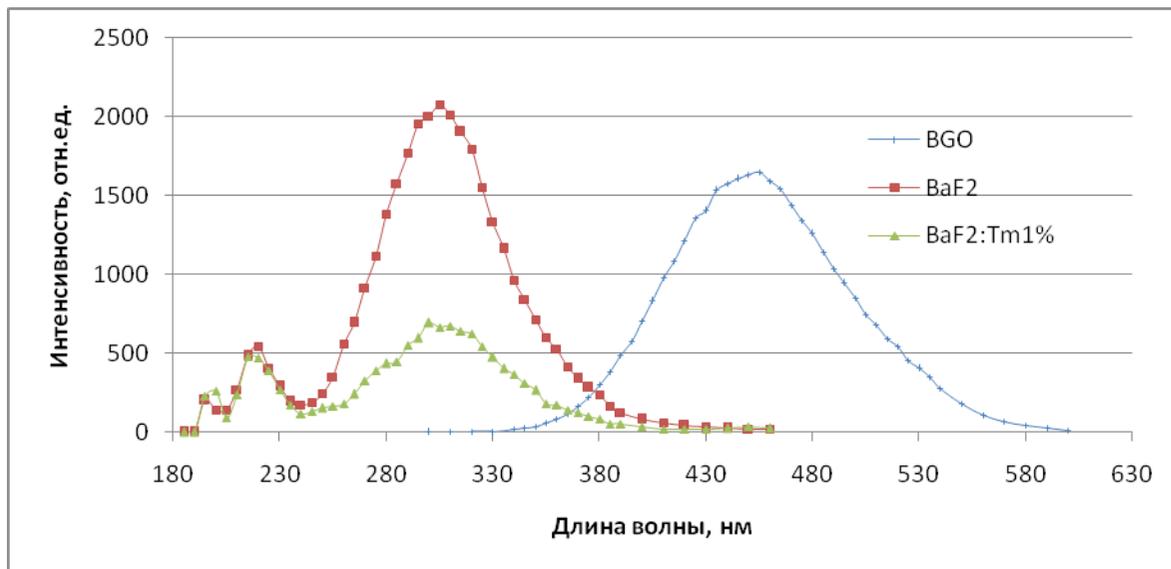
Установка для изучения кинетики люминесценции.

Установка для измерения малых временных интервалов > 50 пс.

Статус



Спектрофотометр
185-1000 нм.



**Создана установка для
исследования спектров
рентгенолюминесценции
в диапазоне
185-1000 нм.**

Установка для изучения кинетики люминесценции

Спектрометр **180-1000** нм.

(+)

Найден разработчик импульсного рентгеновского излучателя с энергией **10-100** кэВ и длительностью импульса **~1** нс.

(-)

Быстрый осциллограф **4** ГГц.

(+)

Установка для измерения малых временных интервалов > 50 пс

Стандартная методика

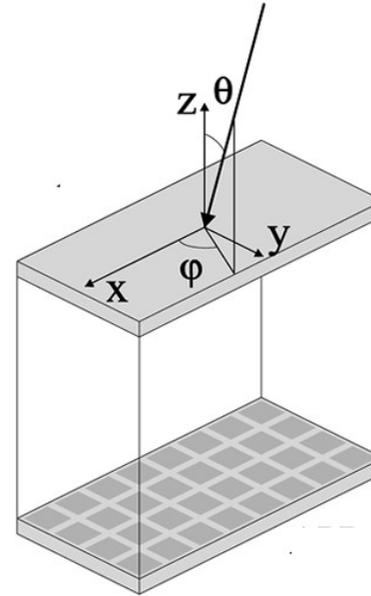
PMT with TTS 150 ps.	(+)
TDC	(-)
CFD	(-)
Amplifier	(-)
Soft	(-)

Альтернативная методика

PMT with TTS 150 ps.	(+)
Digitizer 2 ch, 4 GHz	(-)
Amplifier	(-)
Soft	(-)

Новые перспективы ПЭТ

Коррекция параллакса



Для определения точки остановки гамма кванта в сцинтилляторе перспективно применять нейронные сети или другие обучающиеся многопараметрические методы

Заключение

Создать комплекс оборудования для исследования спектральных и временных характеристик сцинтилляторов.

Создать временной канал для измерения временного разрешения испытываемых образцов.

Развить времяпролётную методику.

Расширить объём изучаемых образцов M 1-х Rх F 2+х (M=Sr, Cd, Pb, Hg; R-редкие земли, Al, Ga, In, Tl, Bi) и др. сцинтилляторы.

Создать прототип ВП ПЭТ.

1. **NIM Phys Res A 2009 Vol 610 Issue 1 p 335-337**
2. **Optical Materials 2010 vol 32 p 1291-1293**
3. **Bulletin of the RAS. Physics 2011 vol 75 № 7 pp 1011-1014**
4. **Физика твердого тела 2010 том 52 вып 9 с 1780-1784**
5. **NIM Phys Res A doi:10.1016/j.nima.2011.11.080.**