



*Институт Ядерной Физики имени Г.И.Будкера*

# Разработка детектора для цифровой рентгеновской остеоденситометрии

Олейников Владислав Петрович

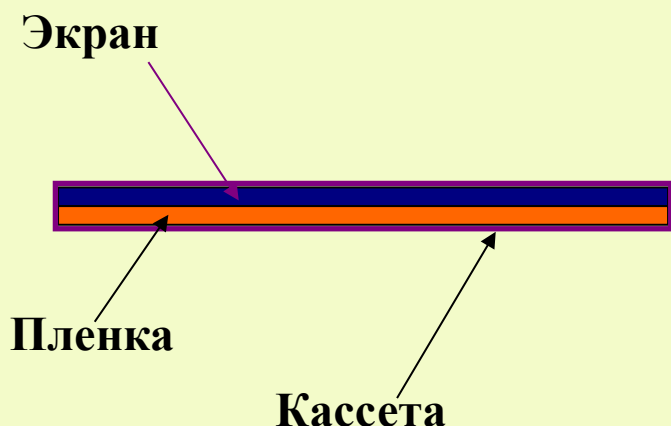
Научный руководитель – Поросев Вячеслав Викторович  
к.ф.-м. н., старший научный сотрудник

# Содержание

1. Какие детекторы существуют?
2. Что влияет на качество снимка? ≈ 40 мин.
3. Три типа сбора сигнала
4. Спектрометрический режим
5. Остеоденситометр
6. Проблема остеопороза
7. Принцип работы денситометра (идеальный случай моноэнергий)
8. Теоретические результаты
9. Выбор сцинтиллятора
10. Выбор SiPM
11. Энергетическое разрешение
12. Энергетическое разрешение: факторы
13. Энергетическое разрешение: доминирующие факторы
14. Экспериментальные характеристики сцинтилляторов
15. Моделирование светосбора
16. Устранение неоднозначности
17. Что есть квантовая эффективность
18. Прототип детектора
19. Измерение спектра излучения рентгеновского источника
20. Вычисление толщины (переключение кВ)
21. Вычисление толщины (двугорбый спектр)
22. Заключение

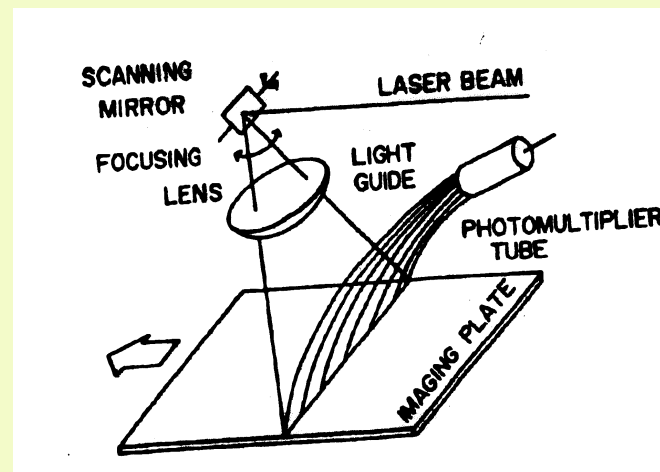
# Какие детекторы существуют?

## Экрано-пленочные системы



- + Хорошее координатное разрешение (лучше 100 мкм)
- Низкая кватновая эффективность (большая доза)
- ограниченный динамический диапазон < 10

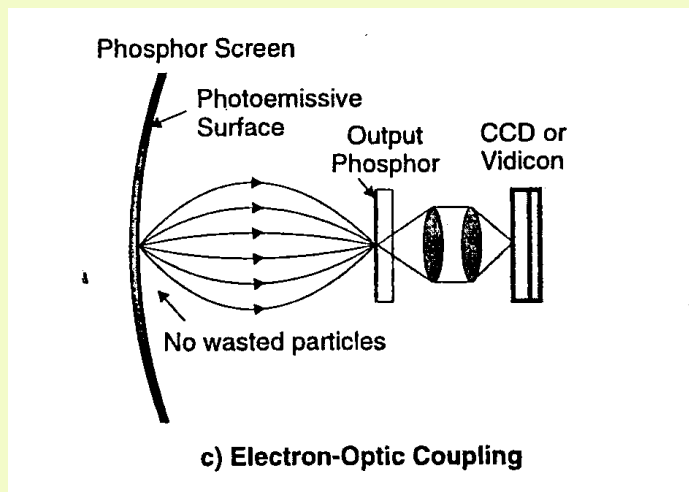
## Люминофор с памятью



- + Хорошее координатное разрешение (лучше 100 мкм)
- Большой динамический диапазон (~ 200)
- Низкая кватновая эффективность (большая доза)

# Какие детекторы существуют?

Сцинтилляционный экран + ПЗС



+ Хорошее координатное разрешение  
(лучше 100 мкм)

- Рассеянное излучение

Потери света 99%

Ограниченный динамический диапазон  
(10 - 30)

flat panel



a-Si (Direct or Indirect)

a-Se (маммография)

+ Хорошее координатное разрешение  
(лучше 100 мкм)

-Рассеянное излучение

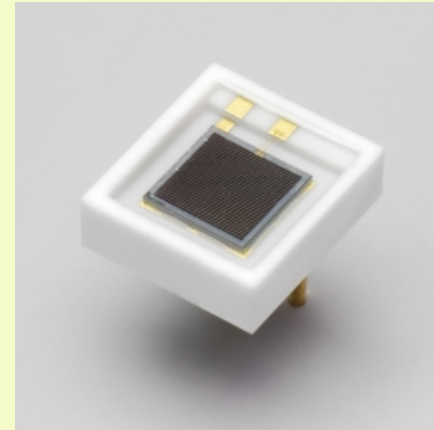
# Какие детекторы существуют?

Проволочная камера с Хе  
(сканир. режим)



- + Хорошее координатное разрешение  
(лучше 100 мкм)
- Динамический диапазон  $\sim 1000$
- Интегрирующий режим
- Низкая квантовая эффективность при  
высоких энергиях ( $> 80 \text{ keV}$ )

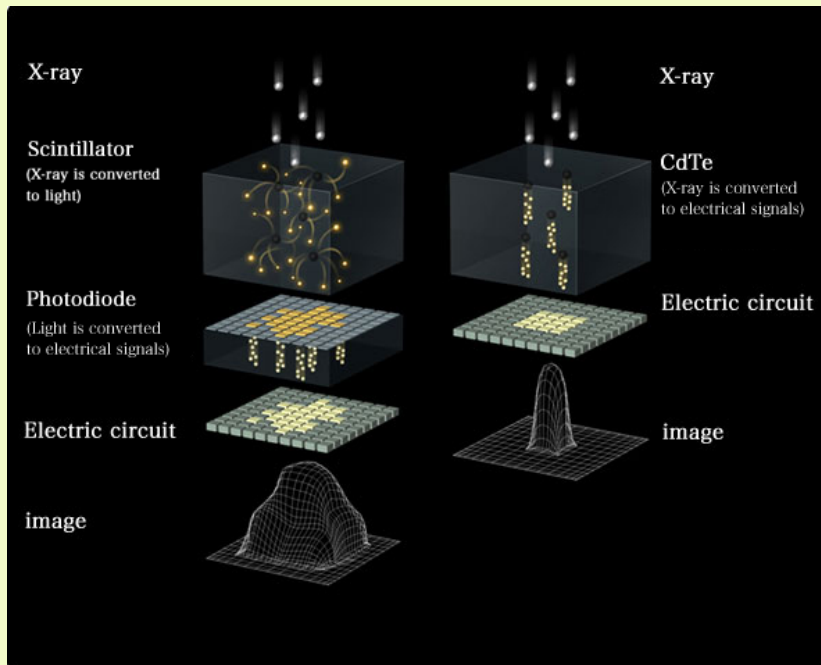
SiPM + сцинтиллятор  
(сканир. режим)



- + Квантовая эффективность  $> 99\%$
- Работа в спектрометрическом или  
счетном режиме
- Плохое координатное разрешение  
( $\sim 1 \text{ мм}$ )

# Какие детекторы существуют?

## Твердотельная ионизационная камера на основа CdTe



+ Хорошее координатное разрешение  
(лучше 100 мкм)

Прямая регистрация рентген. излучения

Отличное энерг. разрешение (лучше 5% в  
диапазоне 20 -100 кэВ)

Высокая квантовая эффективность

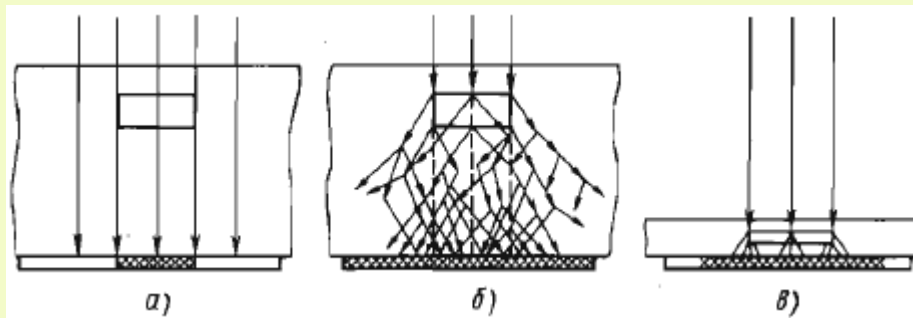
- Слабый сигнал -> сложная электроника

Время сбора носителей ~ 1 мкс

# Что влияет на качество снимка?

Два основных аспекта, ограничивающих качество снимка:

- 1) Рассеянное излучение
- 2) Дисперсия измеряемого сигнала

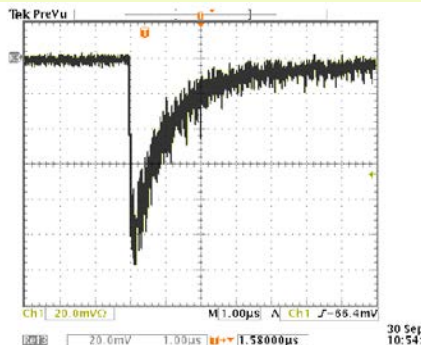


Решение: нужно использовать сканирующие системы

$$S = \sum_{i=0}^N Q_i$$

$$E[S] = E[N] * E[Q] \quad \text{Тождество Вальда}$$

$$Var[S] = Var[N] * E[Q]^2 + Var[Q] * E[N]^2$$



# Три типа сбора сигнала

1) Интегрирующий детектор (фотоны не различимы)

$$S = \sum_{i=0}^N Q_i \quad \text{Var}[S] = \text{Var}[N] * E[Q]^2 + \text{Var}[Q] * E[N]^2$$

2) Счетный детектор (фотоны делимы, но не знаем их энергию)

$$S = Q_i \quad \text{Var}[S] = \text{Var}[Q]$$

3) Спектрометрический режим (знаем энергию каждого фотона)

$$S = Q_i \quad \text{Var}[S] = \text{Var}[Q]$$



# Спектрометрический режим

## Tissue Discrimination: Dual-Energy Imaging

High-Energy Image

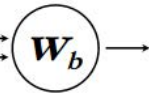


$I^H$

Low-Energy Image



$I^L$



Bone Image



$I^{Bone}$

$$\ln(I^{Bone}) = -\ln(I^H) + w_b \ln(I^L)$$

9

## Tissue Discrimination: Dual-Energy Imaging

High-Energy Image



$I^H$

Low-Energy Image



$I^L$



Soft-Tissue Image



$I^{Soft}$

$$\ln(I^{Soft}) = \ln(I^H) - w_s \ln(I^L)$$

10

Существенное увеличение информативности снимка

Уменьшение дозы

Ранняя диагностика рака

Поиск наркотиков, оружия, взрывчатки

# Остеоденситометр

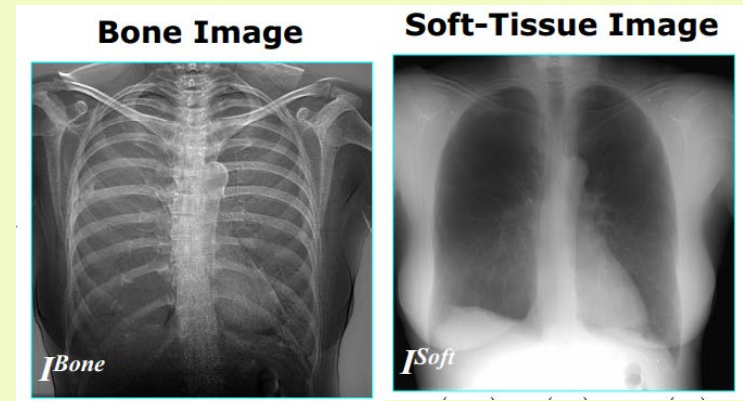
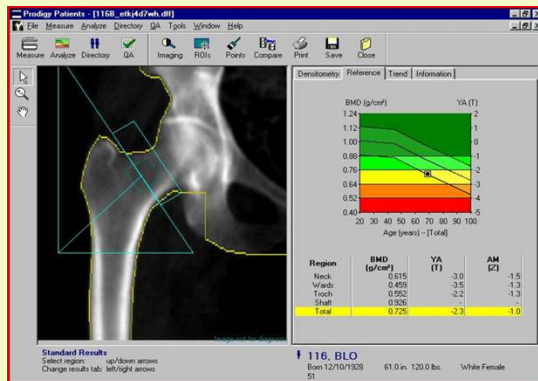
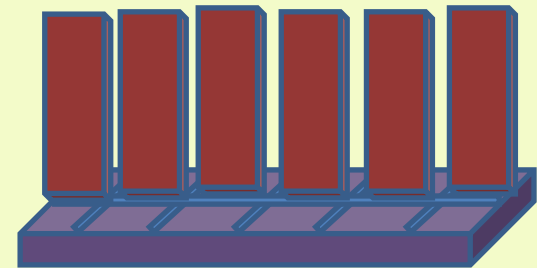
Остеоденситометр – самый простой случай реализации технологии, т.к. не нужно высокое координатное разрешение (достаточно 1 мм)

Флюорография – нужно координатное разрешение на уровне 0.1 мм (технически сложно реализовать)

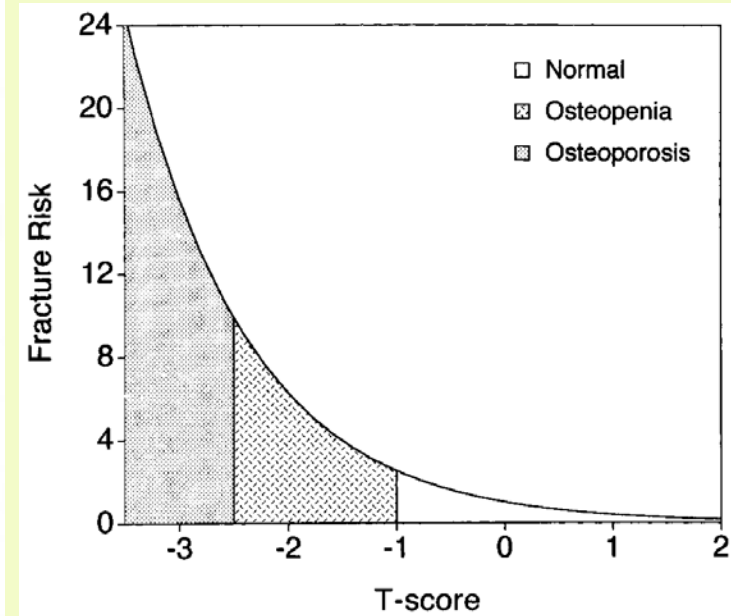
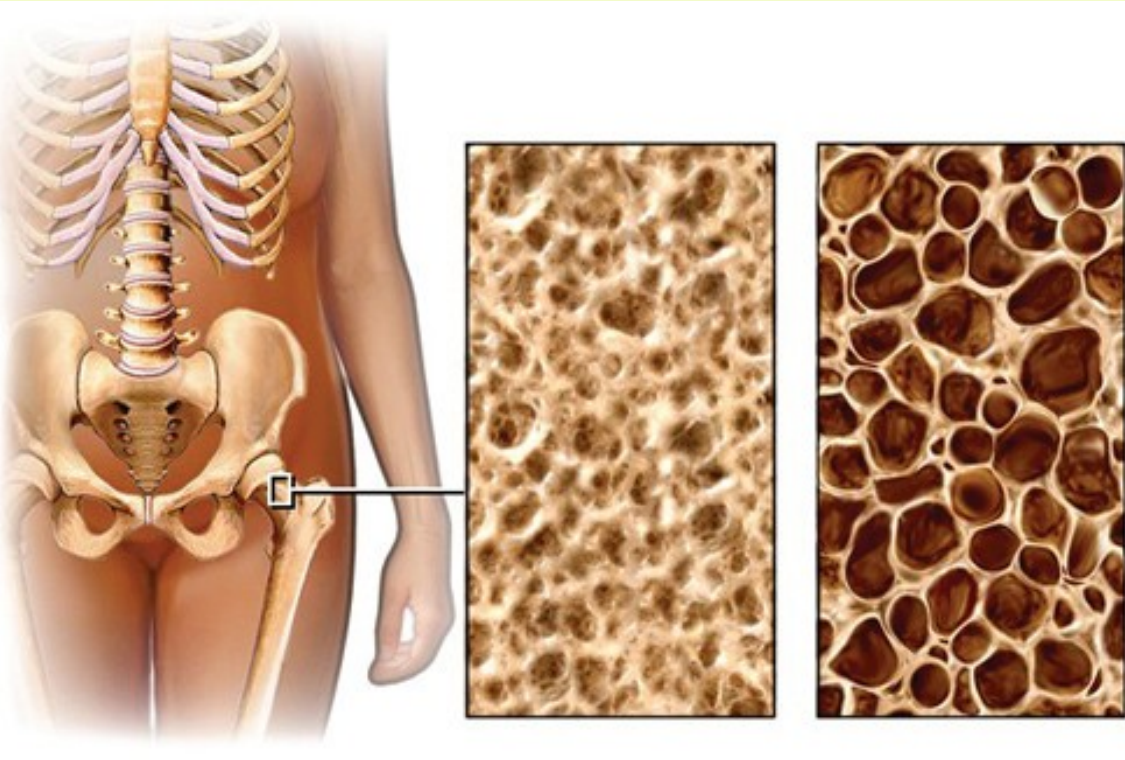


Сцинтиллятор

SiPM

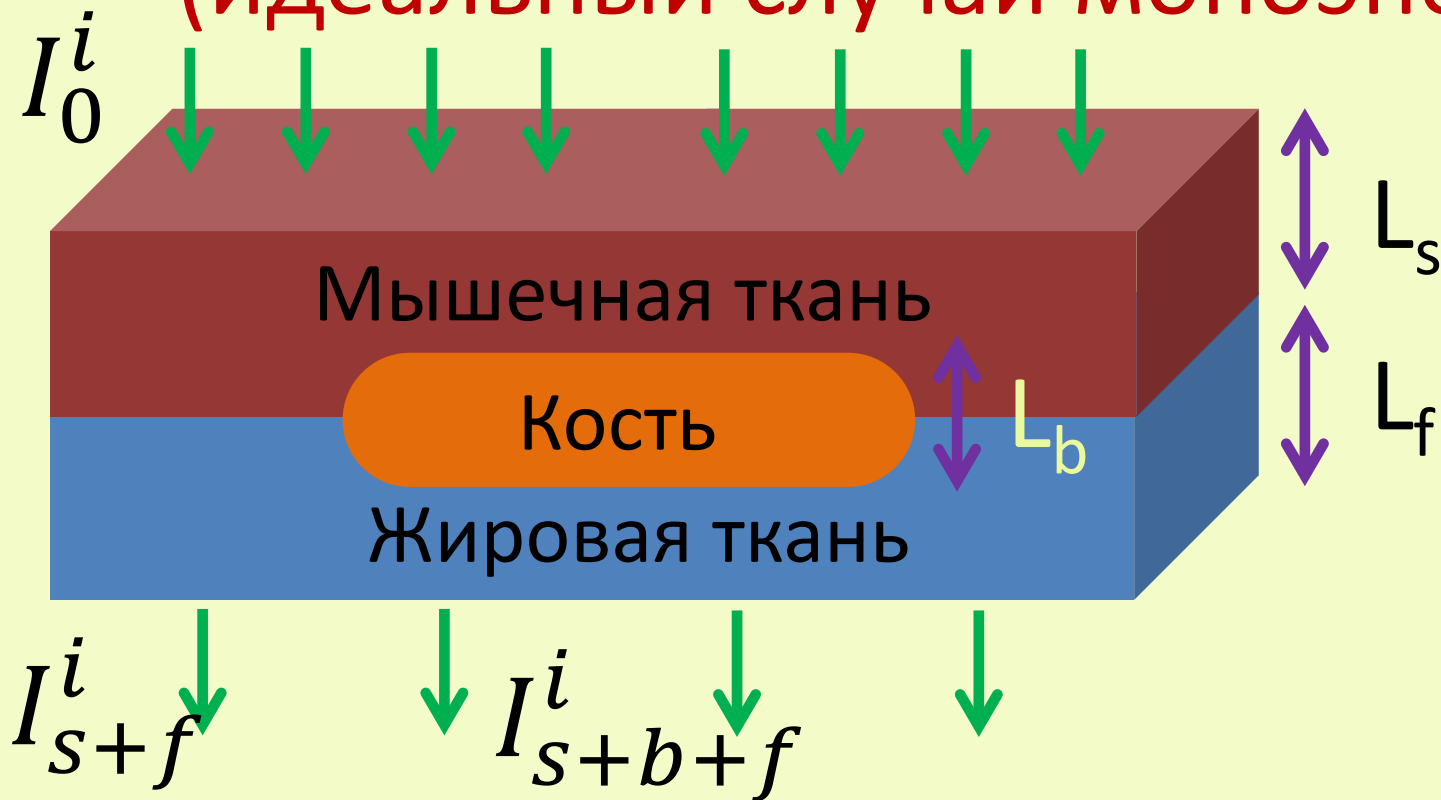


# Проблема остеопороза



Необходимо создать денситометр, обладающий 1% точностью при дозе облучения не более 10 мкЗв

# Принцип работы денситометра (идеальный случай моноэнергий)



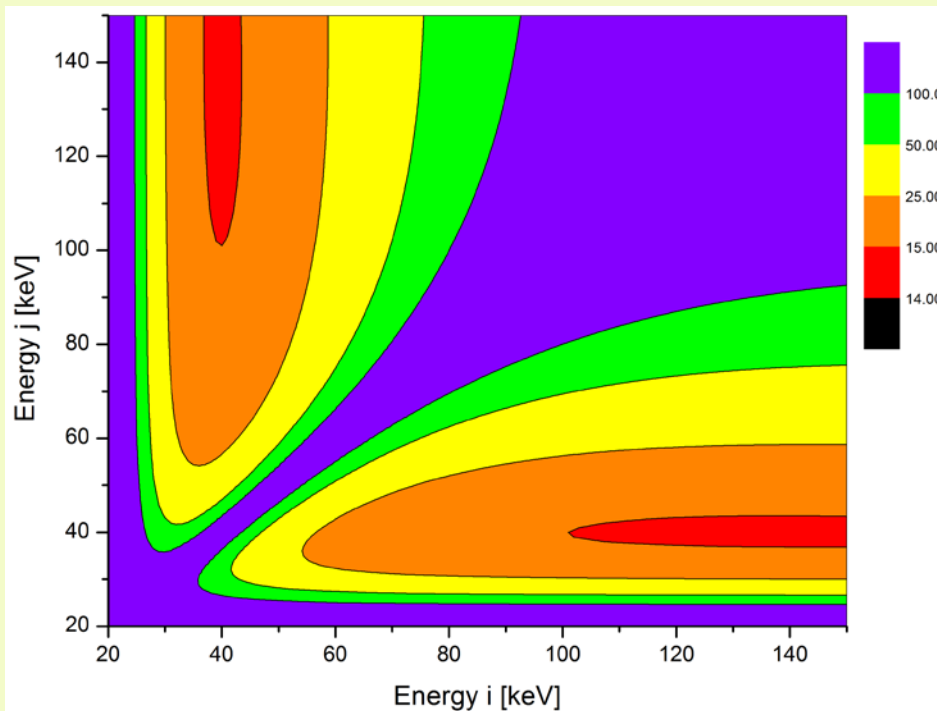
$$T_{s+b}^i = \ln \frac{I_0^i}{I_{s+b}^i}$$

$$\begin{aligned} \rho_s L_s &= \alpha \\ \rho_b L_b &= \beta \end{aligned}$$

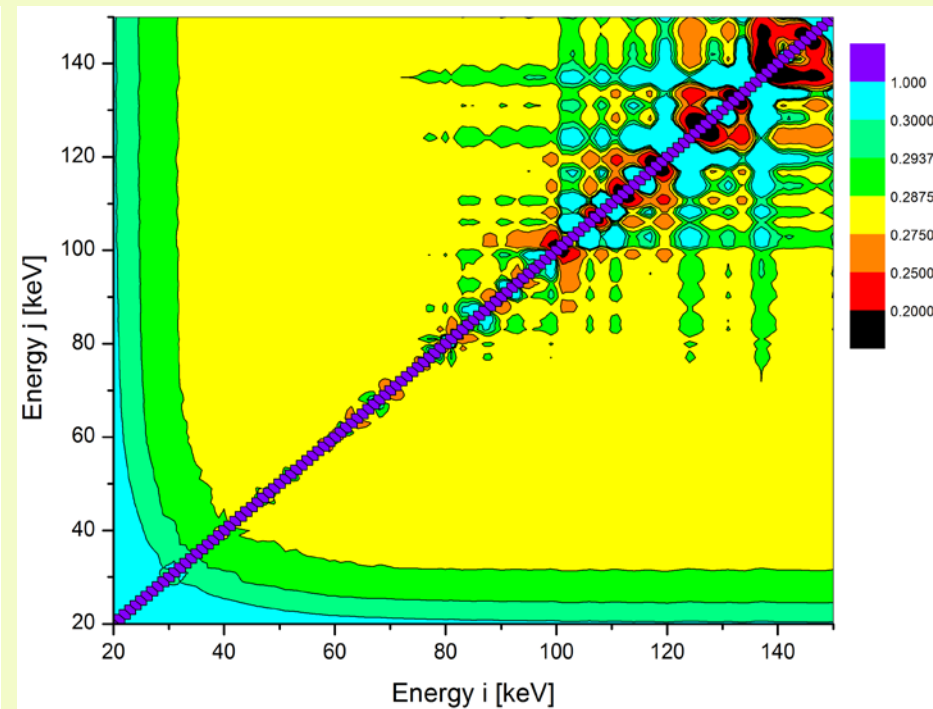
$$\begin{cases} T_{s+f}^i = \alpha \mu_s^i + \gamma \mu_f^i \\ T_{s+f}^j = \alpha \mu_s^j + \gamma \mu_f^j \end{cases}$$

# Теоретические результаты

## Статистическая ошибка



## Систематическая ошибка



Доза 1 мР, площадь детектора 1 мм<sup>2</sup>. Толщина кости 5 мм, толщина мягких тканей 20 см, 20% жира. Ошибка приведена в %.

# Выбор сцинтиллятора

Требования к сцинтиллятору:

- 1) быстрый ( $\sim 50$  нс)
- 2) Яркий ( $\sim 30$  фот. / кэВ)
- 3) Тяжелый (уменьшение утечек энергии)
- 4) Негигроскопичный (надежность и тех. процесс)
- 5) Радиационная стойкость
- 6) Высокое собственное энергетическое разрешение ( $\sim 10\%$ )
- 7) Отлаженная технология выращивания (получение нужных размеров)

- LYSO:Ce
- LFS-3
- LGSO:Ce
- YAP:Ce
- LuYAG:Pr

Таких сцинтилляторов совсем немного

# Выбор SiPM

Требования:

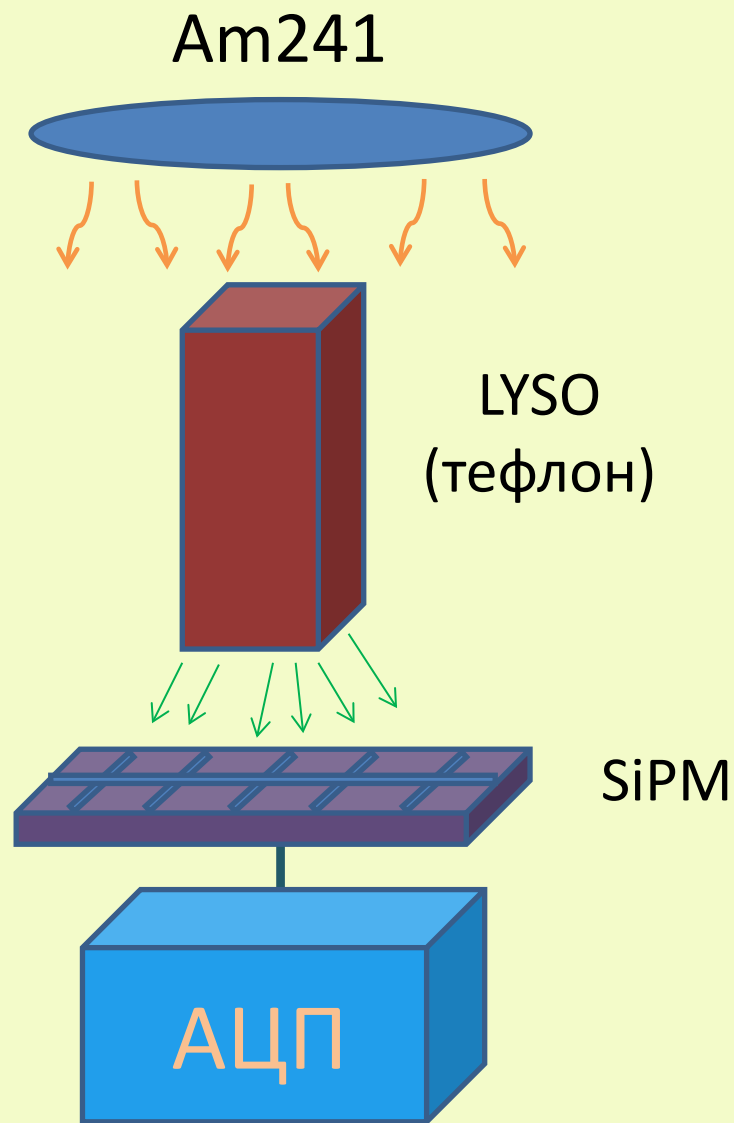
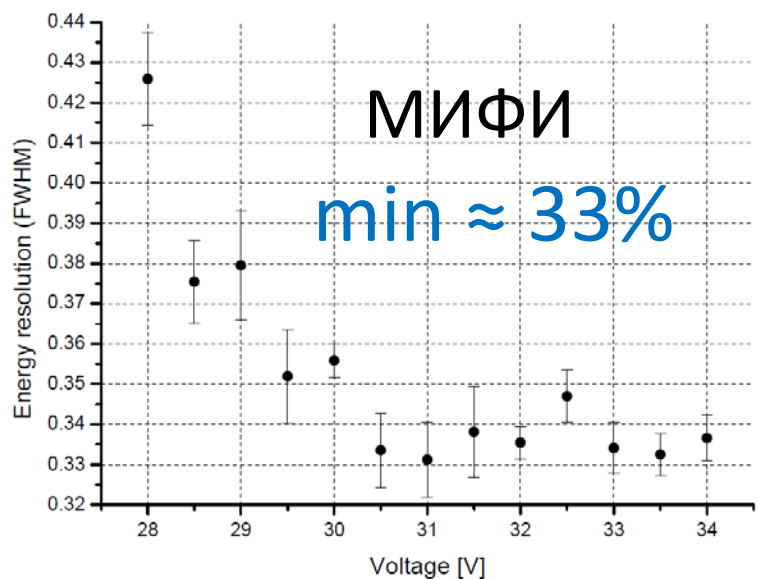
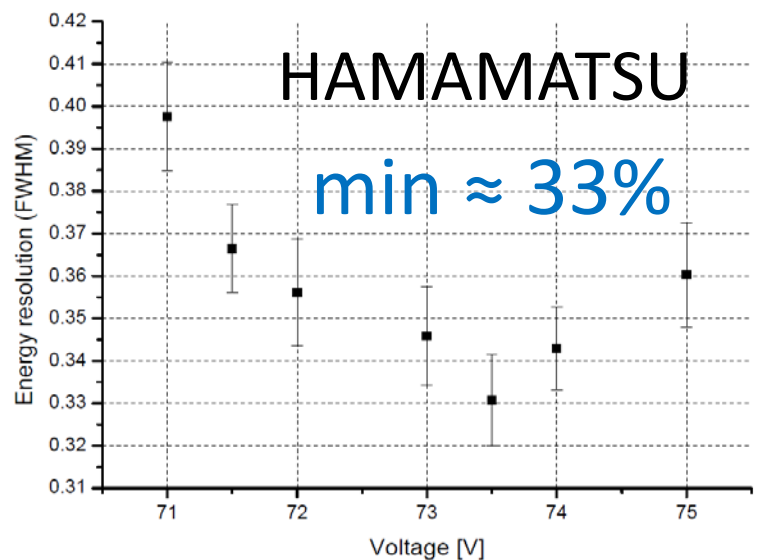
- 1) Большой динамический диапазон (~ 1000 пикселей на 1 мм<sup>2</sup>)
- 2) Высокая квантовая эффективность
- 3) Низкий темновой шум
- 4) Малая вероятность crosstalk
- 5) Малая вероятность послеимпульсов
- 6) Стабильность по температуре (?)

- Hamamatsu
- MIFI
- KETEC

Огромный выбор SiPM с разным набором характеристик



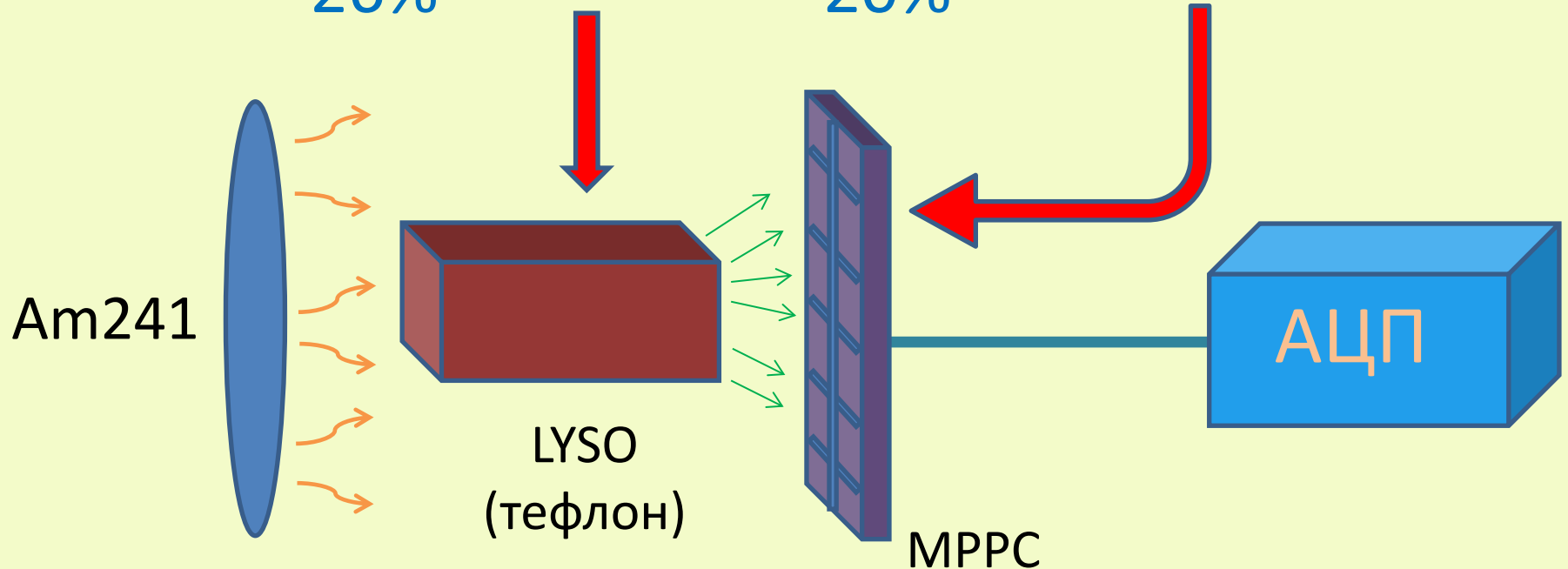
# Энергетическое разрешение





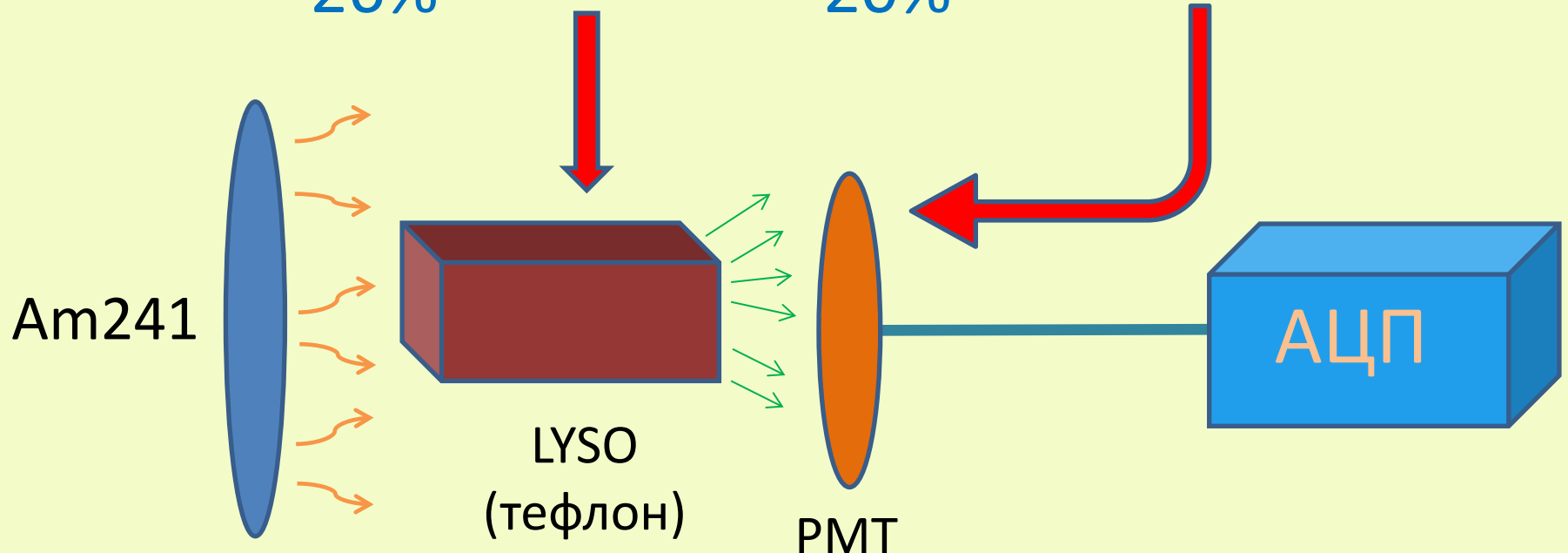
# Энергетическое разрешение: факторы

$$\left(\frac{\Delta Q}{Q}\right)^2 \approx \underbrace{\left(\frac{\Delta N}{N}\right)^2 + \left(\frac{\Delta \chi}{\chi}\right)^2 \frac{1}{N} + \frac{1-\varepsilon}{N\varepsilon\chi}}_{26\%} + \underbrace{\left(\frac{\Delta G}{G}\right)^2 \frac{1}{N\varepsilon\chi}}_{20\%} = (33\%)^2$$



# Энергетическое разрешение: факторы

$$\left(\frac{\Delta Q}{Q}\right)^2 = \underbrace{\left(\frac{\Delta N}{N}\right)^2 + \left(\frac{\Delta \chi}{\chi}\right)^2 \frac{1}{N}}_{26\%} + \underbrace{\frac{1-\varepsilon}{N\varepsilon\chi} + \left(\frac{\Delta G}{G}\right)^2 \frac{1}{N\varepsilon\chi}}_{20\%} = (33\%)^2$$



# Энергетическое разрешение: доминирующие факторы

$$\left(\frac{\Delta Q}{Q}\right)^2 \approx \left(\frac{\Delta N}{N}\right)^2 + \frac{1 - \varepsilon}{N\varepsilon\chi = N_{p.e.}}$$



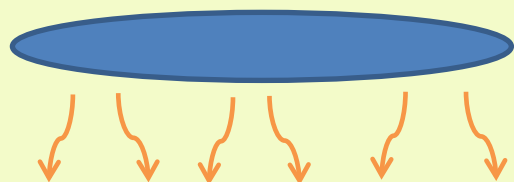
Необходимо моделирование!

Выводы:

- 1) важно собственное энергетическое разрешение сцинтиллятора
- 2) важна квантовая эффективность регистрации и число фотоэлектронов
- 3) crosstalk, послеимпульсы и темновые шумы не имеют значения при параметрах существующих SiPM

# Экспериментальные характеристики СЦИНТИЛЛЯТОРОВ

Am241 (59.5 кэВ)



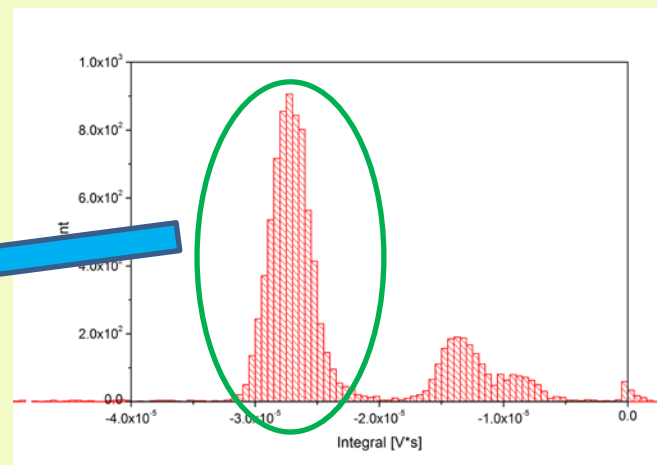
Сцинтиллятор  
+ тефлон

ФЭУ

$$FWHM = \frac{Var[Q_{\text{фотопик}}]}{E[Q_{\text{фотопик}}]} * 2.355$$

$$N_{p.e.} = \frac{E[Q_{\text{фотопик}}]}{E[Q_{1e}]}$$

- LYSO:Ce (39 нс)
- LFS-3 (37 нс)
- LGSO:Ce (36 нс)
- YAP:Ce (24 нс)
- LuYAG:Pr (46 нс)



# Моделирование светосбора

$$N_{p.e.} = \frac{Q_{\text{фотопик}}}{Q_{1e}} = N_{\text{рожден.}} \chi \varepsilon$$

$\varepsilon = 28\%$  – квантовая эффективность ФЭУ (на возд.)

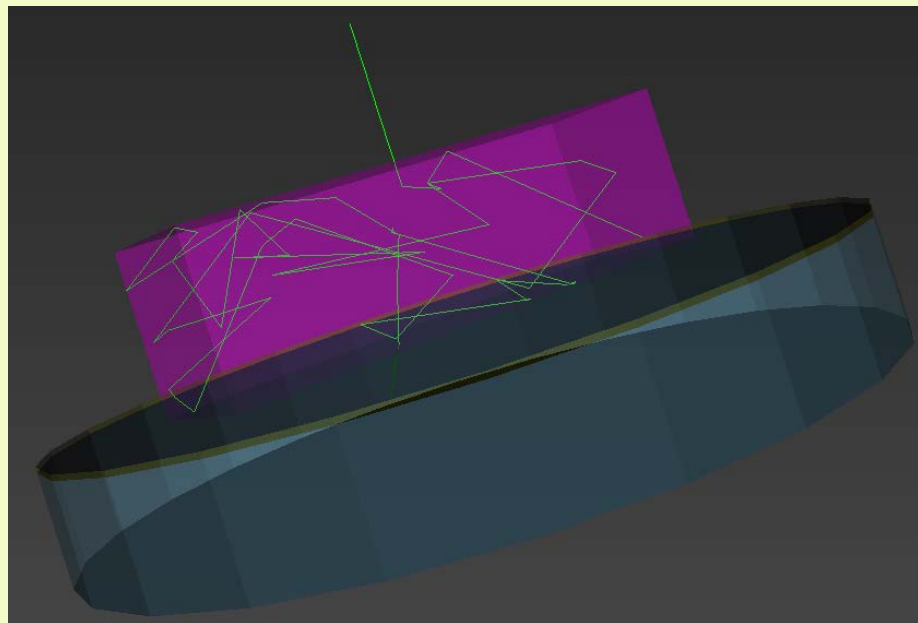
$\chi = ?$  – светосбор

## Свойства кристалла:

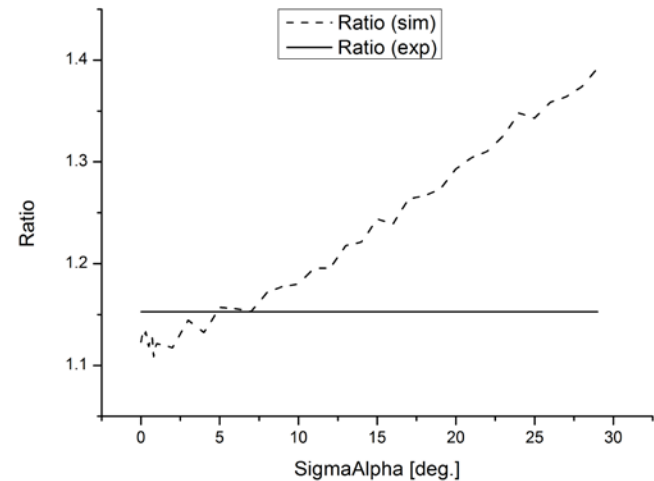
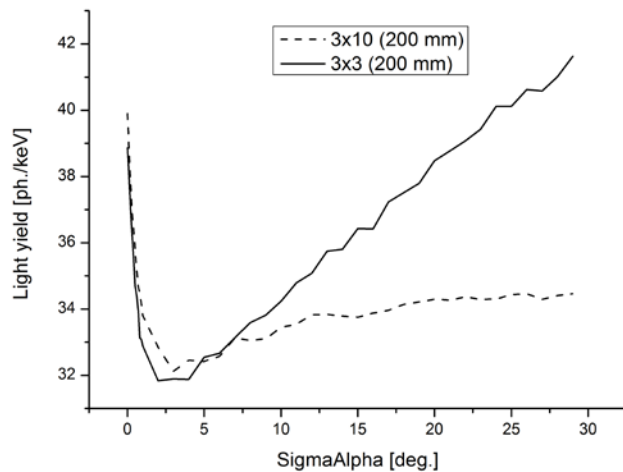
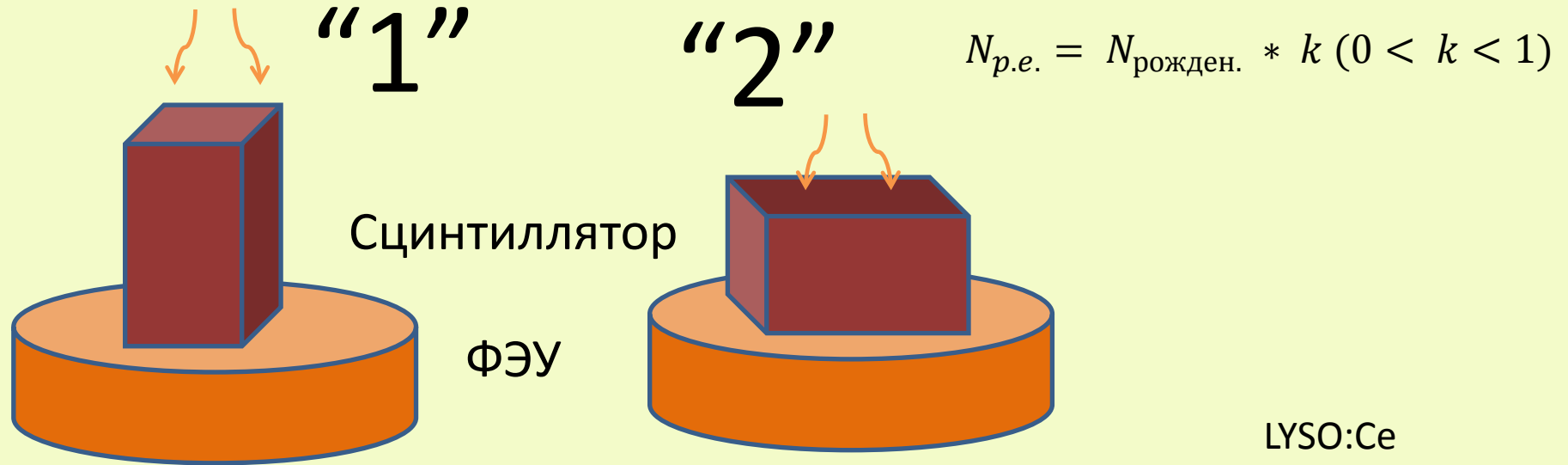
- Спектр излучения сцинтиллятора
- Коэф. преломления кристалла
- Длина поглощения света

## Свойства поверхности:

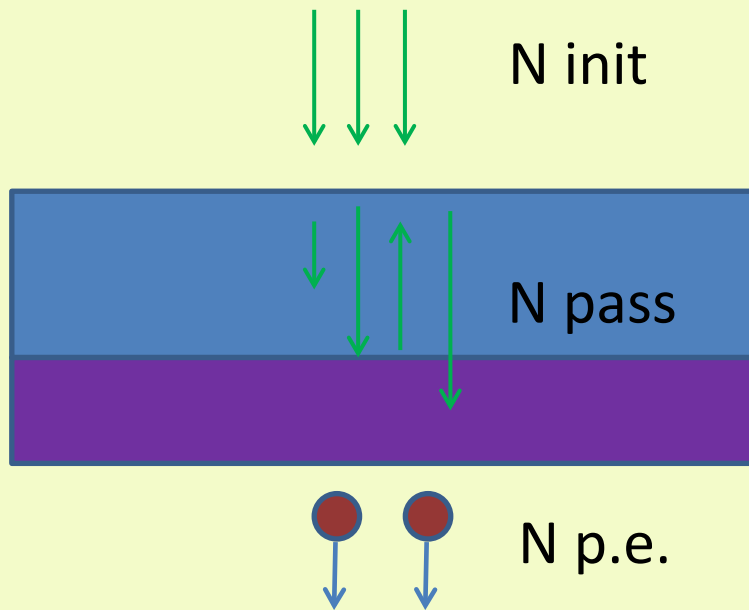
- Коэф. отражения
- Коэф. преломления
- Полированность
- Угловая зависимость отраж. света



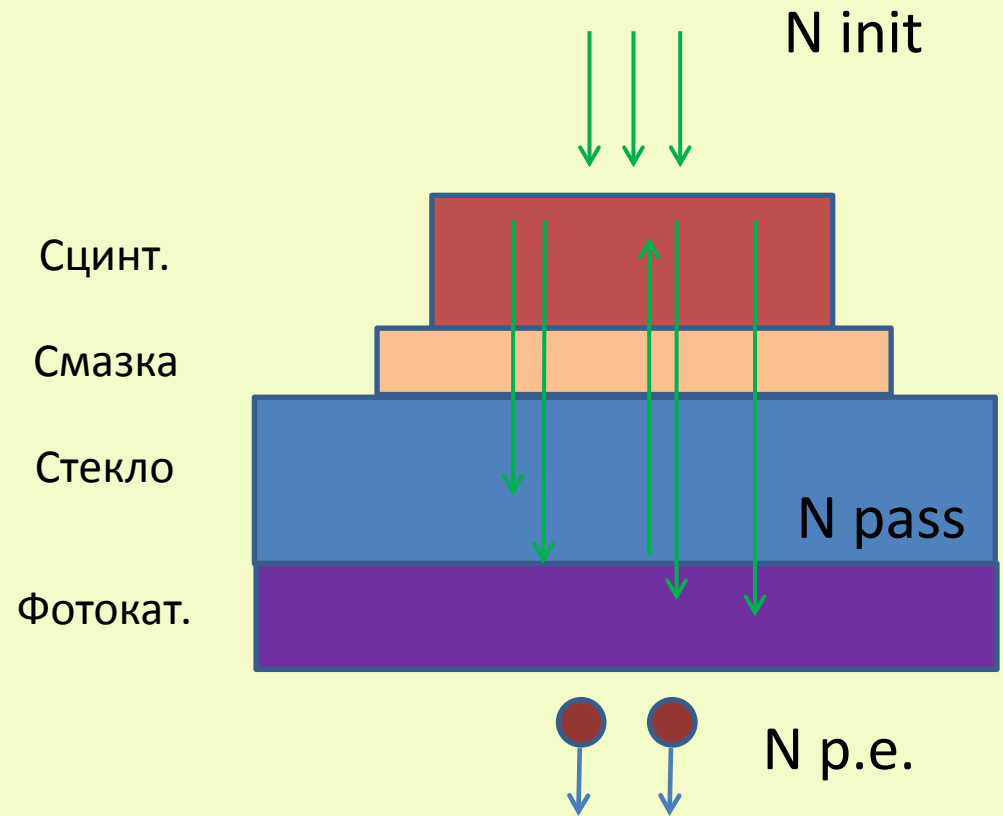
# Устранение неоднозначности



# Что есть квантовая эффективность?

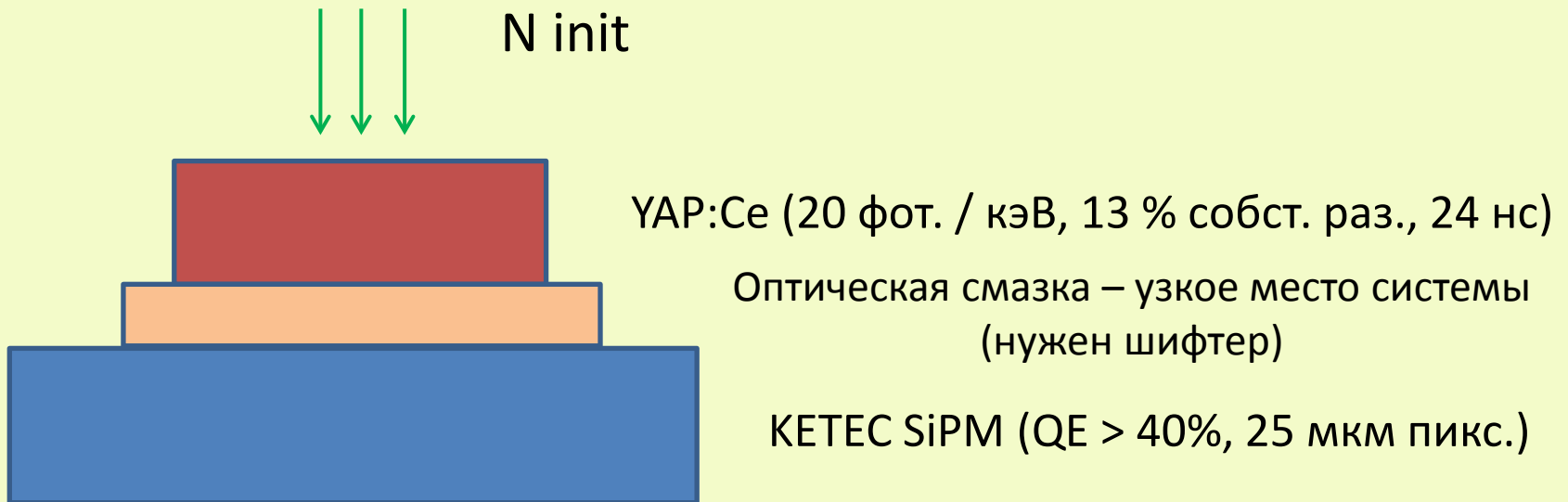


$$\epsilon = N_{p.e.}/N_{init} \approx N_{p.e.}/N_{pass}$$



$$\epsilon = N_{p.e.}/N_{init} \neq N_{p.e.}/N_{pass}$$

# Прототип детектора

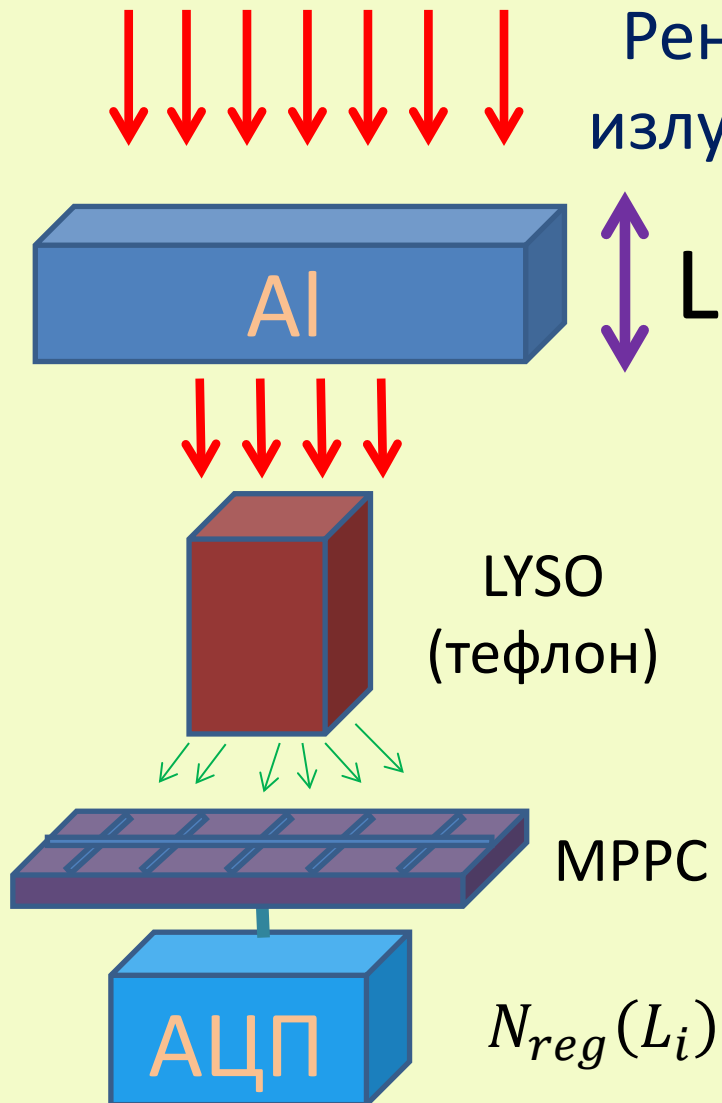


Предельное энергетическое разрешение  $\sim 13\%$  (FWHM) при 59.5 кэВ (теор.)

Сейчас – 17% (FWHM)

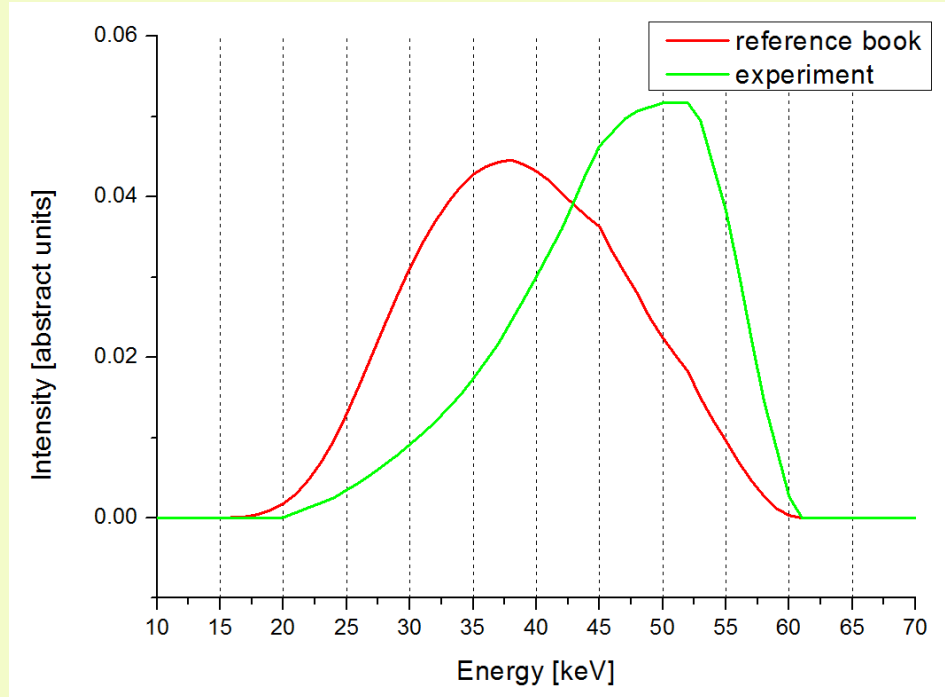


# Измерение спектра излучения рентгеновского источника



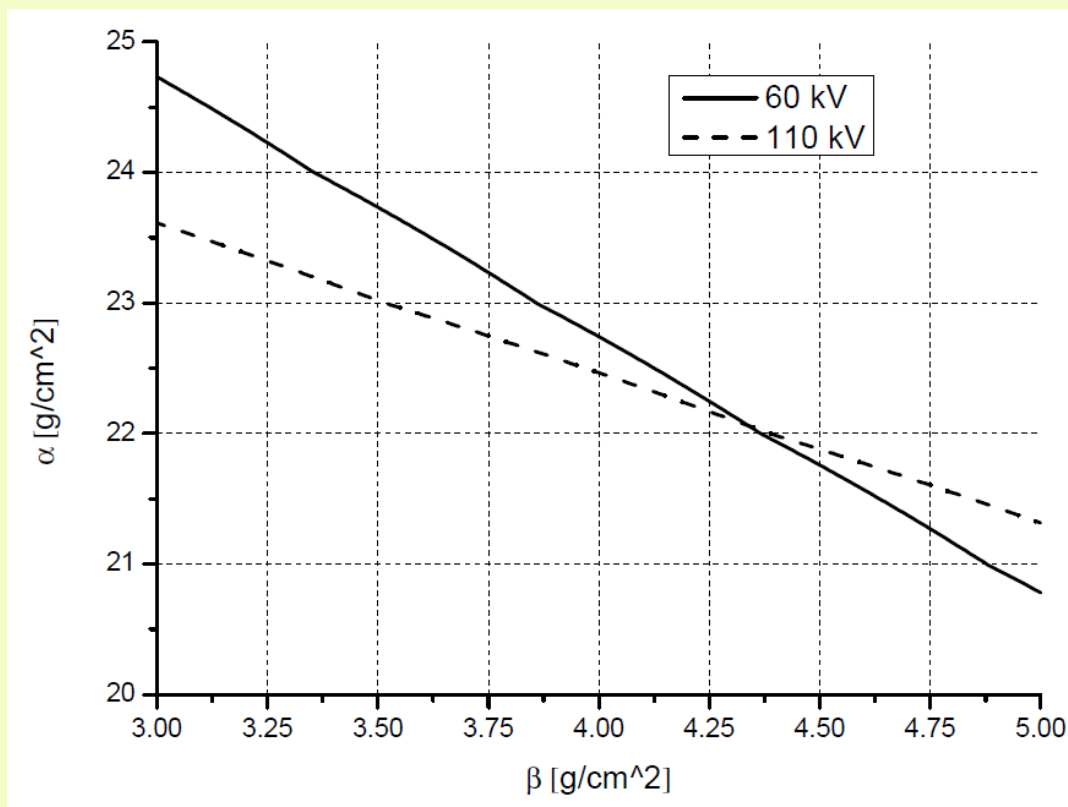
25 различных толщин

$$\sum_{i=1}^n N_{reg}(L_i) - N_{theory}(L_i; L_1, L_2, \dots, L_n) = T$$



# Вычисление толщины (переключение кВ)

$$N_{after} = \int_0^{\infty} N_{before} \cdot f(E) \cdot \exp [-\alpha \mu_{PMMA}(E) - \beta \mu_{Al}(E)] dE$$

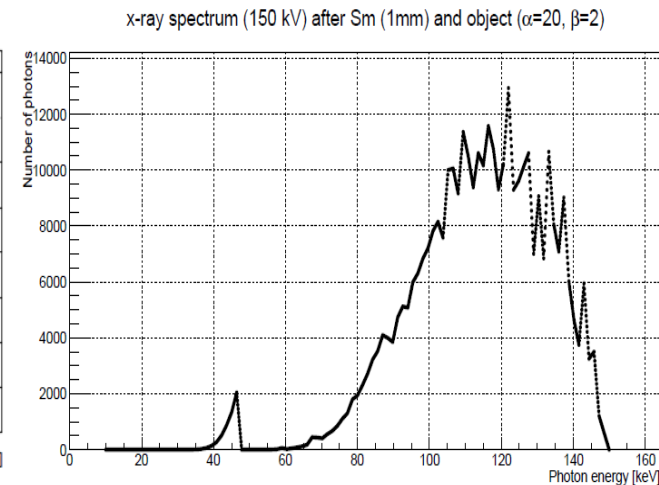
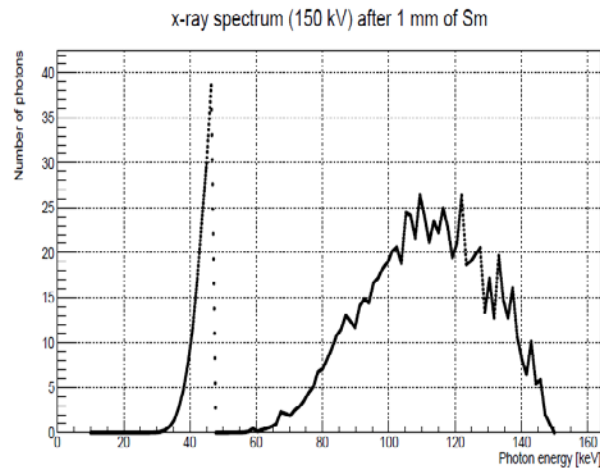
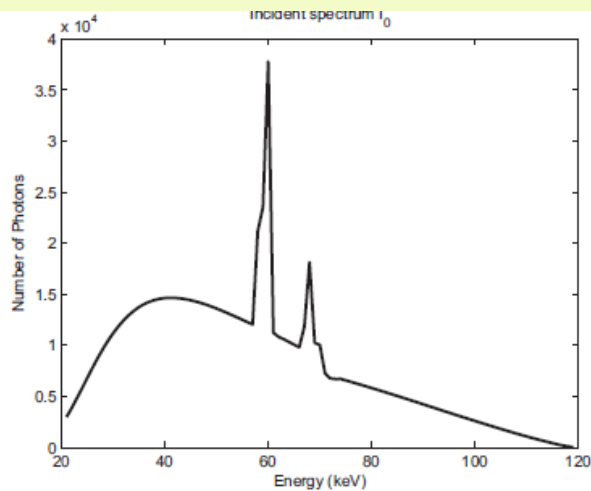


$$\frac{\beta_{measure} - \beta_{real}}{\beta_{real}} = \Delta\beta$$

ПММА - 1.7%

Алюминий - 6.6%

# Вычисление толщины (двугорбый спектр)



$$\mathcal{L}_P^*(t) = \log f(d | t) = \sum_i (-\gamma_i + d_i \log \gamma_i - \log d_i!).$$

$$\text{Cov}(\hat{t}_i, \hat{t}_j) \approx \sum_k \sum_l \left( \frac{\partial \hat{t}_i}{\partial d_k} \right) \left( \frac{\partial \hat{t}_j}{\partial d_l} \right) \text{Cov}(d_k, d_l)$$

Мощность трубки  
Толщина фильтра  
Материал фильтра  
Оптимальны пороги

Нужно развивать теорию

# Заключение

- Разработана оптимальная модель работы рентгеновского денситометра
- Используя моделирование в GEANT4, найден светосбор сцинтилляторов и восстановлен их абсолютный световыход.
- Основными факторами, влияющими на энергетическое разрешение детектора, являются флуктуации световыхода сцинтиллятора и статистика фотоэлектронов
- Проведены измерения параметров тест-объектов при работе детектора в счетном режиме. Восстановленные значения толщин для ПММА и Al имеют систематическое отклонение от реальных 1.7% и 6.6% соответственно. На данном этапе работы, основная причина отклонения заключается в недостаточной точности прямого измерения толщин калибровочных объектов и недостаточная точность измерения спектров излучения рентгеновского источника.

## Планы:

- Собрать одноканальный денситометр и найти оптимальные параметры установки

Спасибо за внимание!