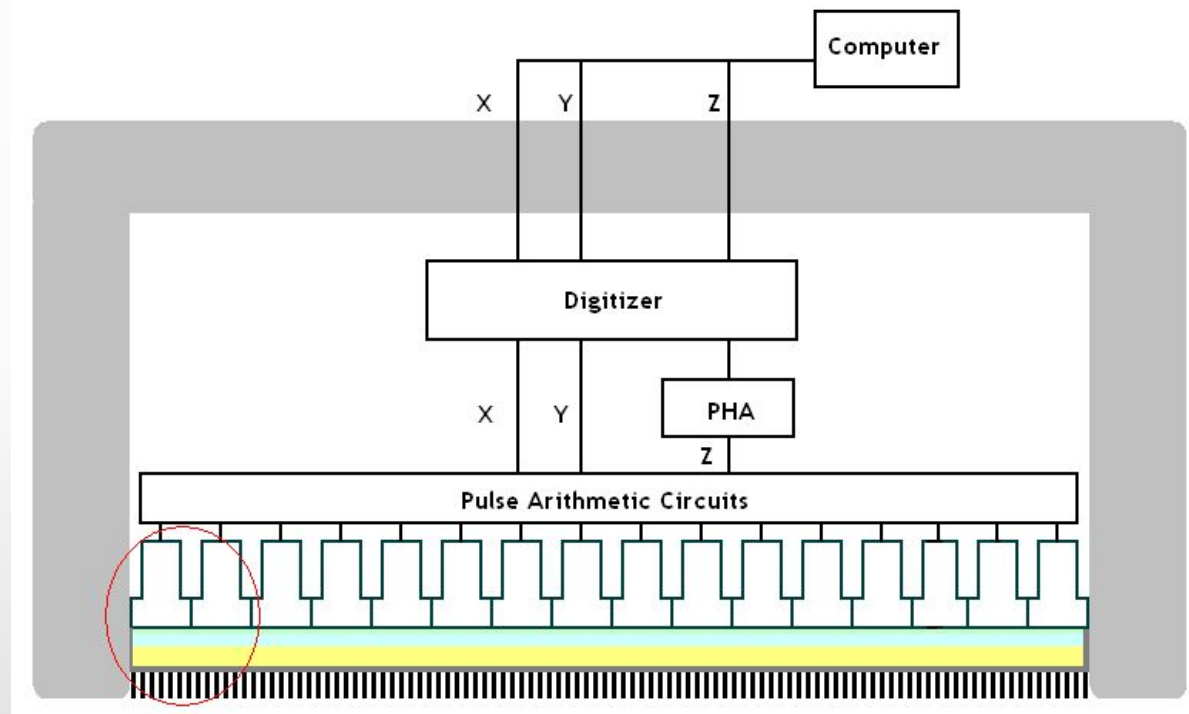




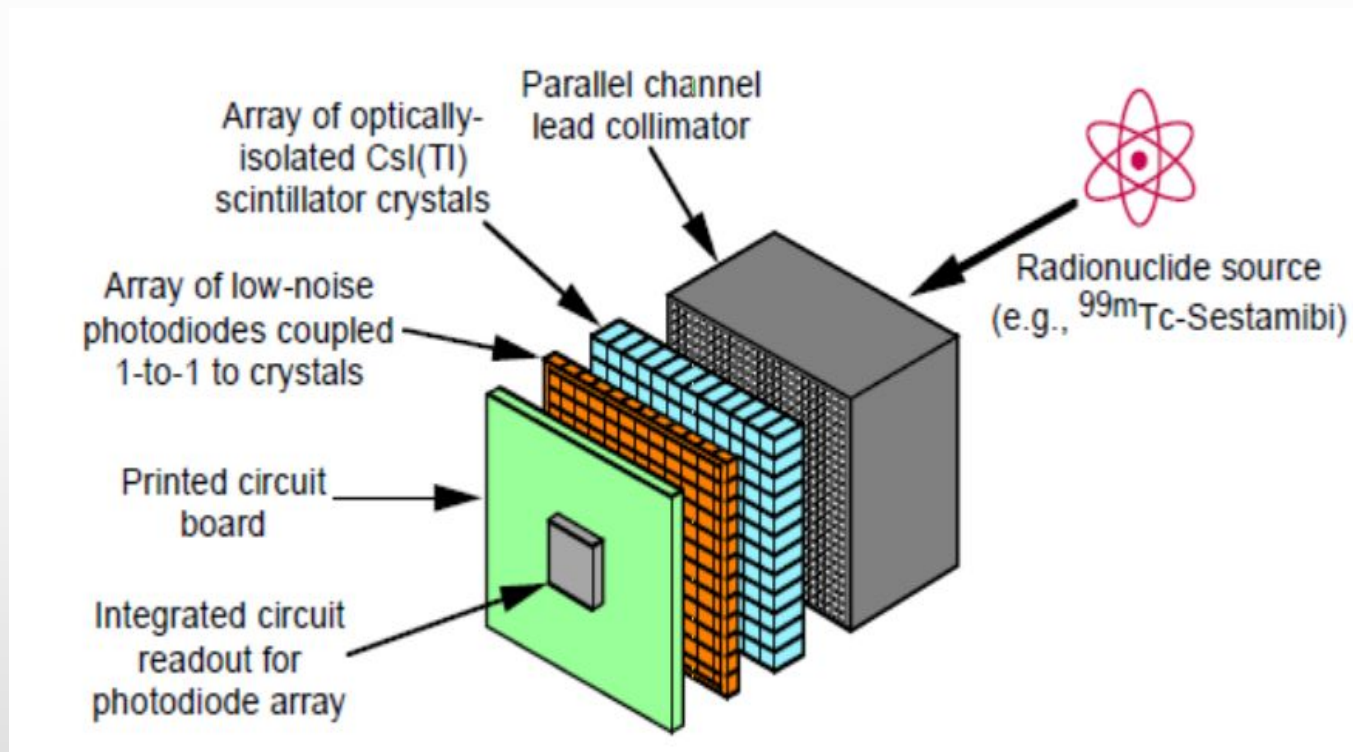
Разработка ячеистого детектора гамма-квантов для медицинских томографов

Хамитов Тимур Муратович
МФТИ, физтех-школа физики и исследований им.Ландау,

- Один сцинтиллятор и множество ФЭУ
- Применяемый Ангеровский анализ не учитывает нелинейные эффекты, усиливающиеся к краям сцинтиллятора, работает только с большими сцинтилляторами, при наличии отражателей на боковых поверхностях растет ошибка
- Умеренная цена
- Большой суммарный шум при замене фотоумножителей на фотодиоды



- Представляет массив маленьких пар фотодиод-сцинтиллятор.
- Каждый пиксель светоизолирован
- Пространственное разрешение есть размер каждого пикселя.
- Высокая стоимость из-за большого числа пикселей и каналов

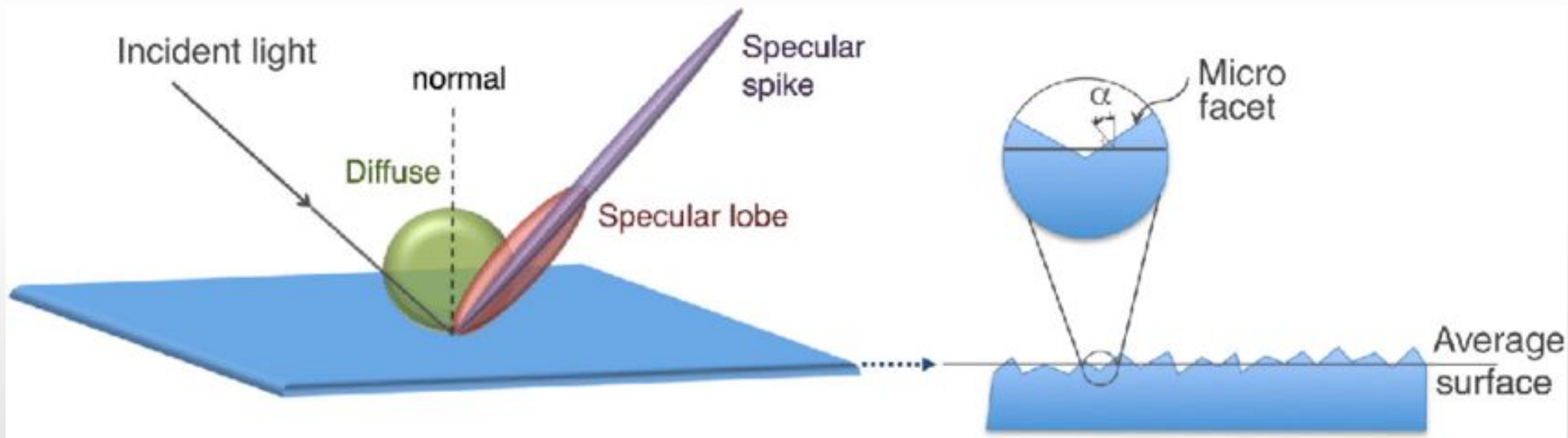




Разрабатываемый детектор

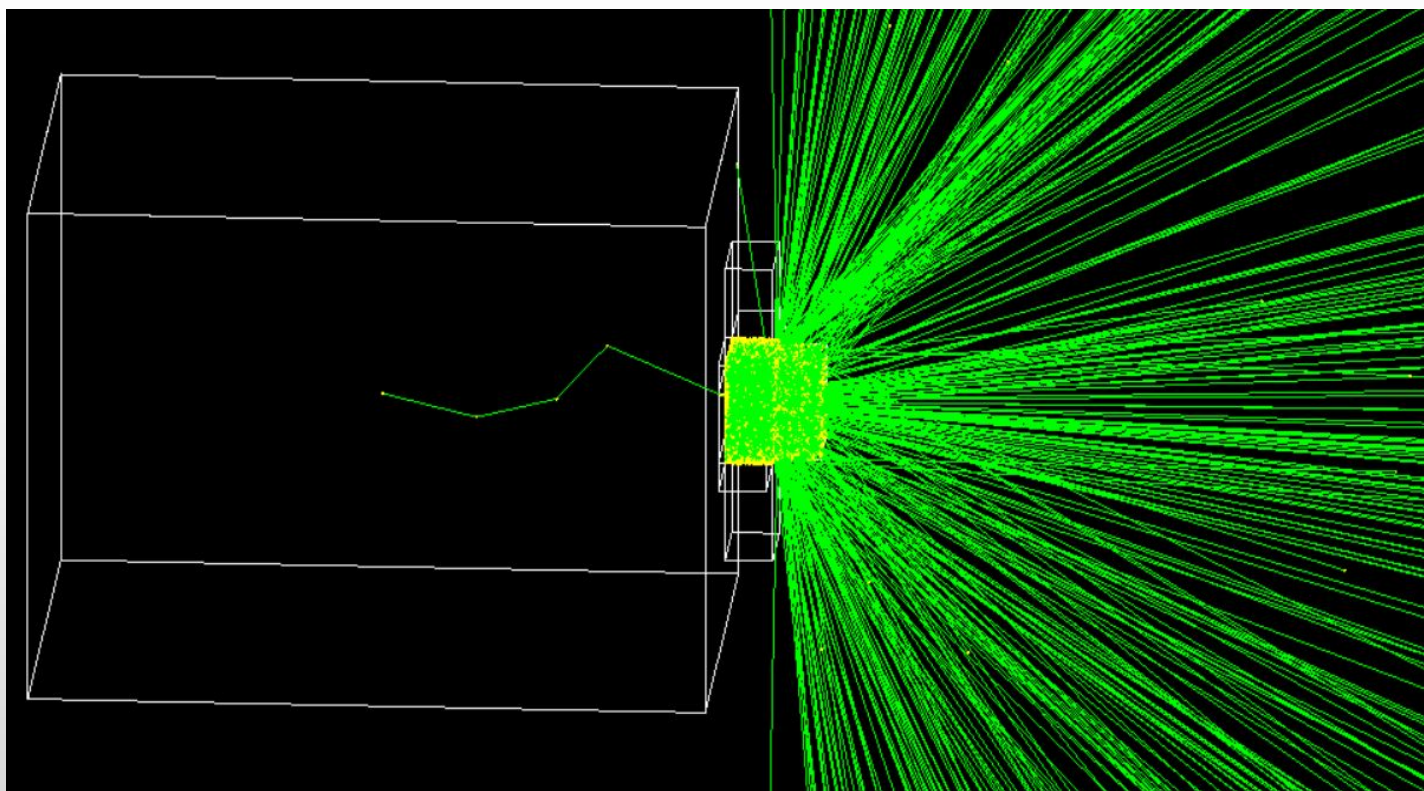
- 4 канала вместо десятков пикселей на одинаковой площади (размер прототипа 14 мм на 14 мм на 7мм).
- Боковые стенки покрываются отражающим покрытием, нет потерь света
- Моделирование отражений дает точность от менее 1 мм в центре до не более 3 мм на краях сцинтиллятора, что не уступает аналогам.
- Нет проблем с шумом фотодиодов - оправдан отказ от фотоумножителей. Кроме того, используется недорогой GAGG сцинтиллятор, не уступающий аналогам по световыходу

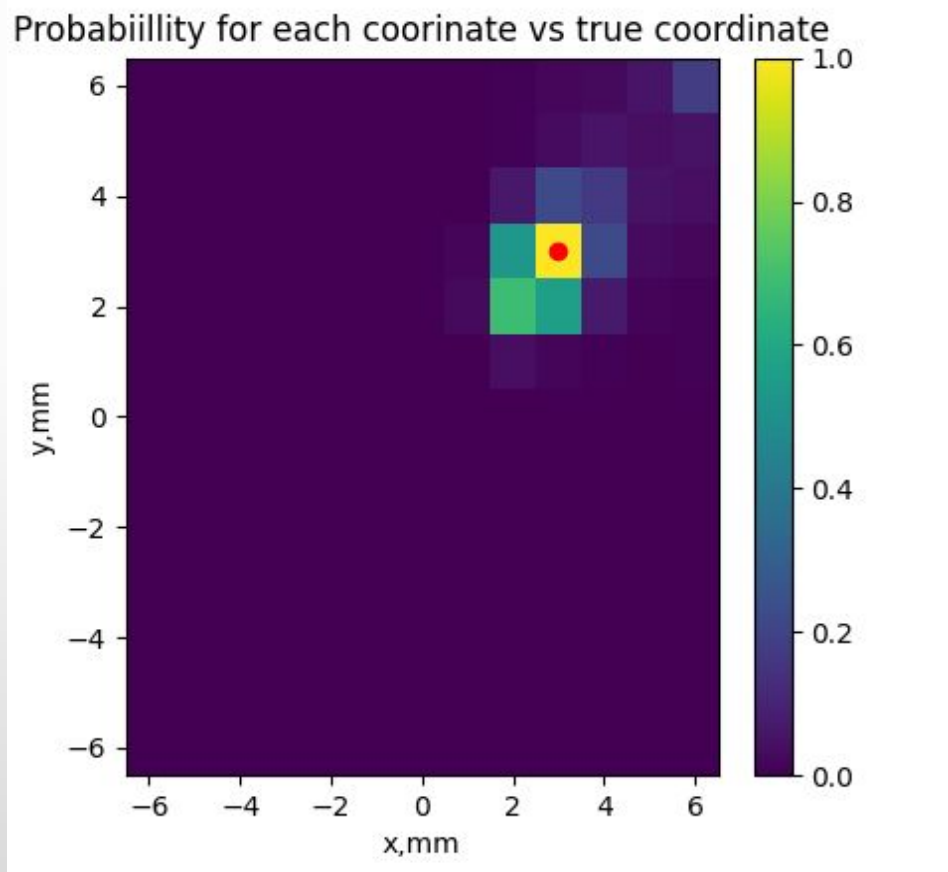




Для диффузных отражателей использовалось моделирование в GEANT4.
Для зеркальных отражателей выведено аналитическое решение

- В GEANT4 существует несколько оптических моделей
- Свойства материала Tyvek прописаны в LUT DAVIS





- На рисунке красной точкой показана истинная координата попадания гаммы, цветовой картой - распределение восстановленных алгоритмом координат. Более 85% событий попадают в размер 3 на 3 мм. (Площадь под FWHM по определению - 76%)



Аналитический расчет для зеркальных отражателей

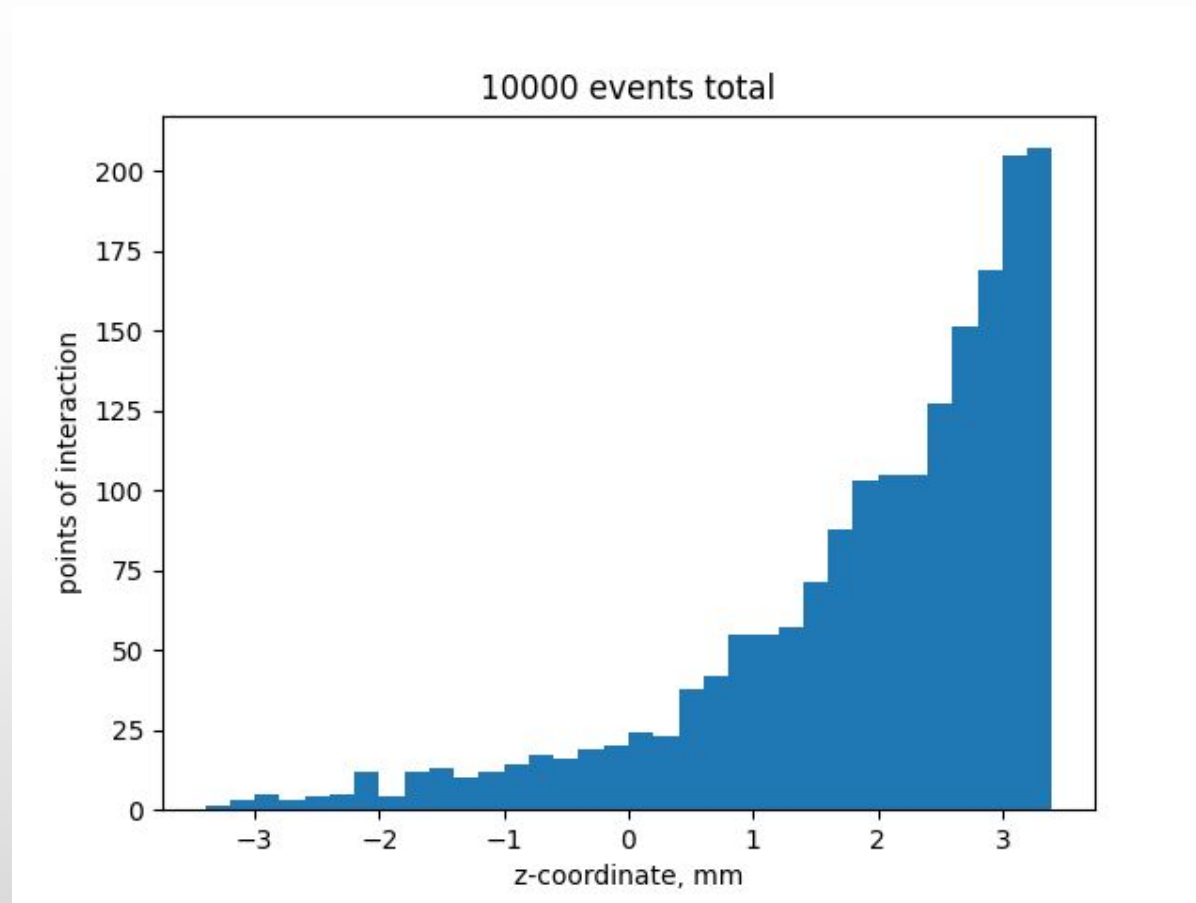
$$I_{ij} = \sum_{n_{zL}=0}^{+\infty} (1 - p_{zL}) p_{zL}^{n_{zL}} p_{zR}^{n_{zL}} \times \sum_{\alpha=-\infty}^{+\infty} \sum_{\beta=-\infty}^{+\infty} p_{xL}^{n_{xL}} p_{xR}^{n_{xR}} p_{yL}^{n_{yL}} p_{yR}^{n_{yR}} \times \left(\Delta I_{\alpha\beta,ij}^{(x_0,y_0,z_0)} + p_{zR} \Delta I_{\alpha\beta,ij}^{(x_0,y_0,2H-z_0)} \right)$$

p - коэффициент отражения для каждой поверхности, n - число отражений для каждой поверхности, H - высота сцинтиллятора, (x_0, y_0, z_0) - координата вспышки в сцинтилляторе

$$\Delta I_A = \int_A (\vec{S}, \vec{n}_A) dx dy = I \int_{x^{(L)}}^{x^{(L)}+a} dx \int_{y^{(L)}}^{y^{(L)}+b} dy \frac{1}{4\pi R^2} \frac{z_0}{R}$$

GAGG:Ce ($\text{Gd}_3\text{Al}_2\text{Ga}_3\text{O}_{12}$)

- При толщине сцинтиллятора 7 мм проходить насквозь будет $\exp(-4.8 \cdot 0.7) \sim 0.035$ от интенсивности потока гаммы при 140 кэВ
- На рисунке показано смоделированное в GEANT4 распределение координат вспышек в сцинтилляторе по оси падения частиц





Усиление

$$I_{matrix} \sim \frac{q_e}{T_{pulse}} * K_{matrix} * LY * E_{\gamma} * g \sim 1mA$$

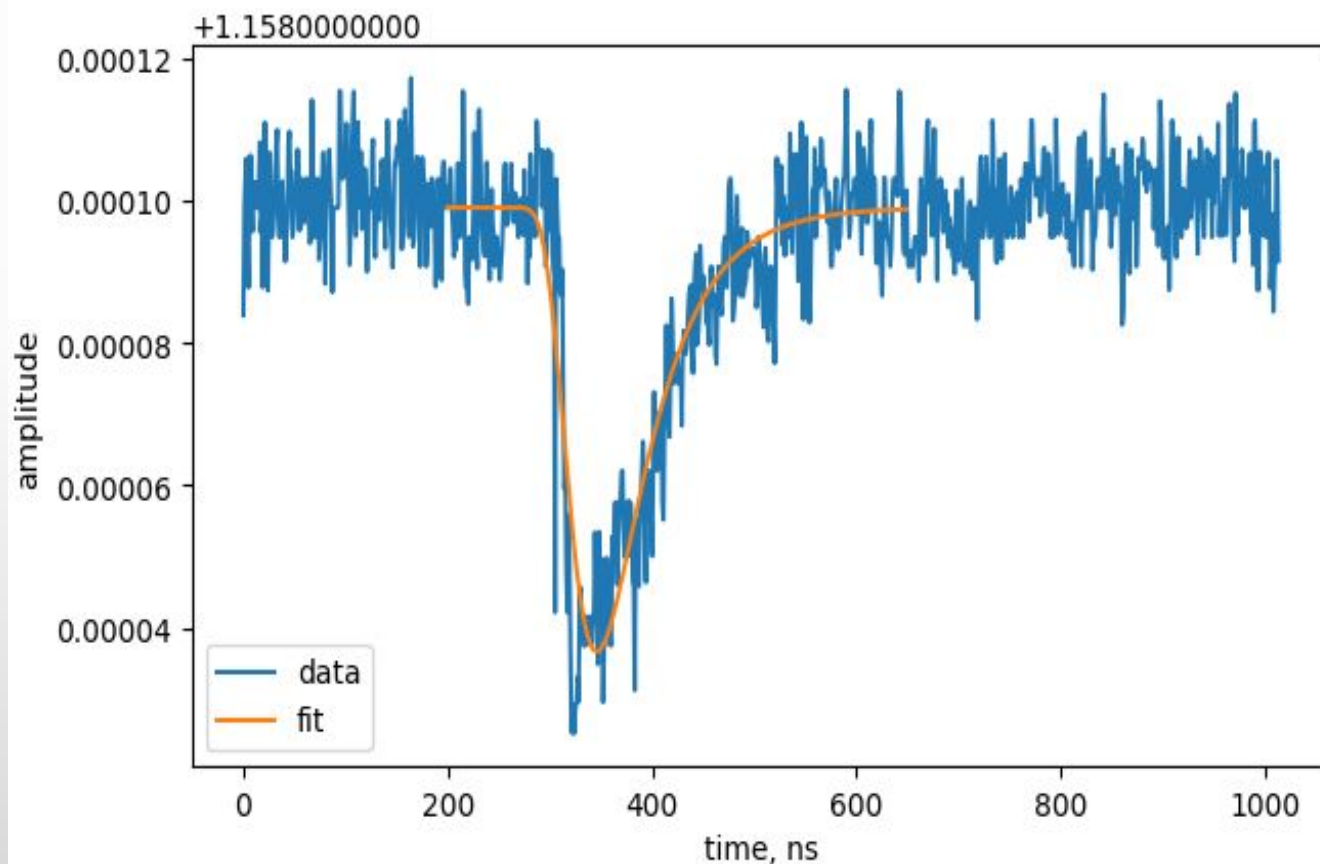
Ширина импульса,
примерно 500 нс

Усиление матрицы,
до 10^6

Световыход, 56
фотонов/кэВ

Энергия
гаммы
(расчет для
140 кэВ)

Геометрический
фактор, включая
эффективность
матрицы (около 0.3)



- Пример фитирования сигнала на АЦП методом МНК
- Чувствительный к шумам усилитель, предложена схема с интегрирующей RC-цепочкой постоянной времени порядка характерной ширины импульса

$$f(t) = d * \exp\left(-\frac{\frac{t-a}{b} + \exp\left(-\frac{t-a}{b}\right)}{2}\right) + c$$

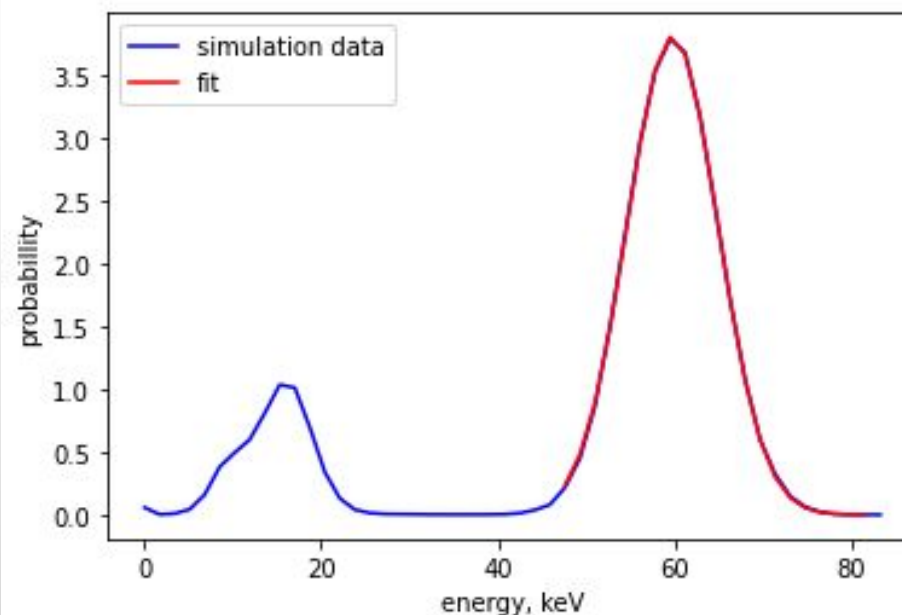
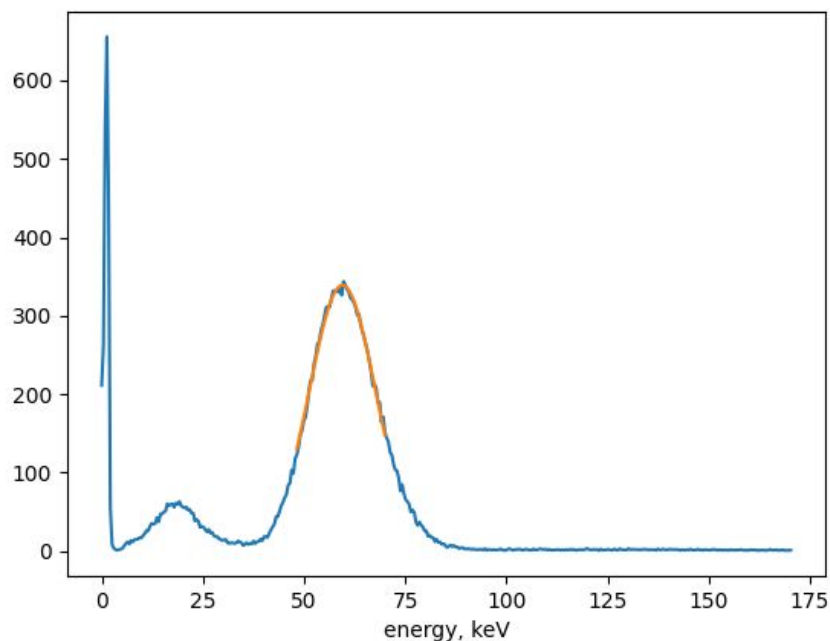
$$\int_{x_1}^{x_2} \exp\left(-\frac{t + \exp(-t)}{2}\right) dt = -\sqrt{2\pi} \left(\operatorname{erf}\left(\frac{\exp(-\frac{x_2}{2})}{\sqrt{2}}\right) - \operatorname{erf}\left(\frac{\exp(-\frac{x_1}{2})}{\sqrt{2}}\right) \right)$$

$$\operatorname{erf}(x) = \frac{2}{\pi} \int_0^x \exp(-t^2) dt$$



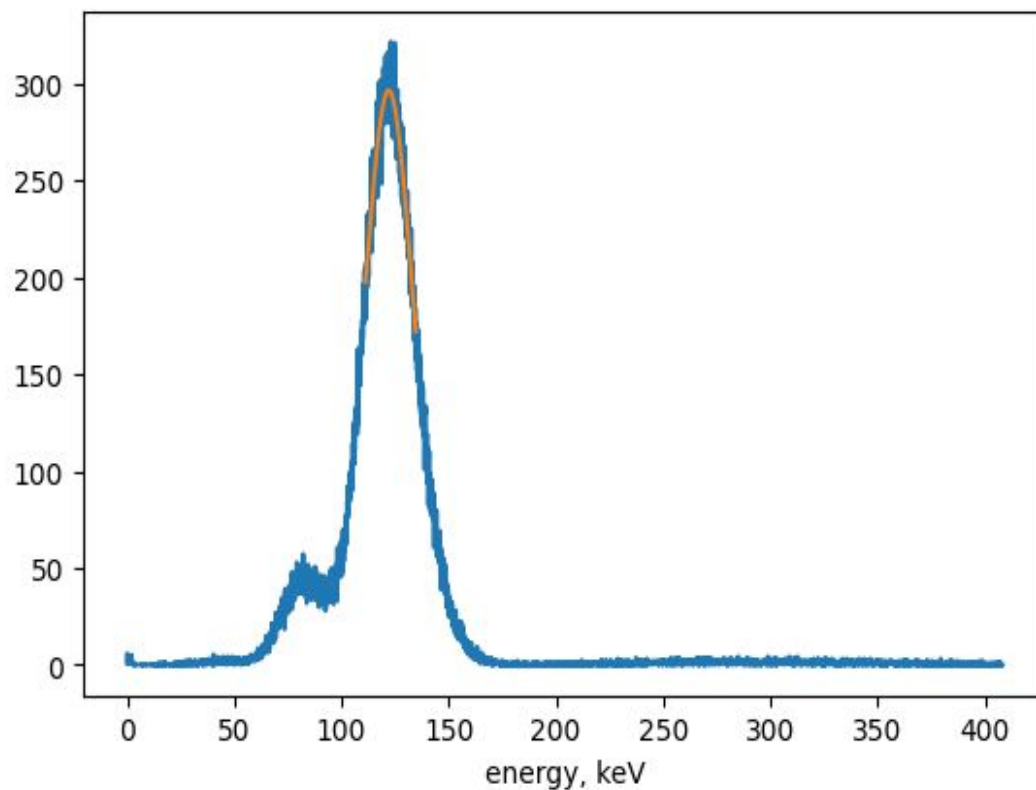
Am-241 (59.5 кэВ)

- Экспериментальное разрешение 25.8% FWHM (левый график). Теоретический расчет и Монте-Карло (правый график) - 20% FWHM. До 24% FWHM в научной литературе (с тем же сцинтиллятором)





Co-57 (122 кэВ)



18.8% FWHM в эксперименте

Расчет по формуле и Монте-Карло дает 12-14% в зависимости от используемых значений разрешения GAGG:Ce и световых выхода

Предельное разрешение в литературе - 14%



Заключение

- Разработана Монте-Карло модель в пакете GEANT4 и аналитическое решение задачи расчета энергосвечения на ФЭУ в сцинтилляторе с зеркальными покрытиями.
- Смоделированное пространственное разрешение укладывается в 1мм-3мм FWHM в зависимости от точки попадания
- Разработана методика сглаживания оцифрованных сигналов и расчета энергии частицы на основании заряда, набегавшего за время развития лавин в кремниевых ФЭУ
- Обосновано добавление RC-цепочки в схему усилителя, а также требуемый диапазон усиления
- Планируется продолжение работы: заказано изготовление четырех таких усилителей для съема сигналов с каждого пикселя и проверки смоделированного разрешения
- Требуется измерения с разными типами отражателей и разными вариантами толщины сцинтиллятора

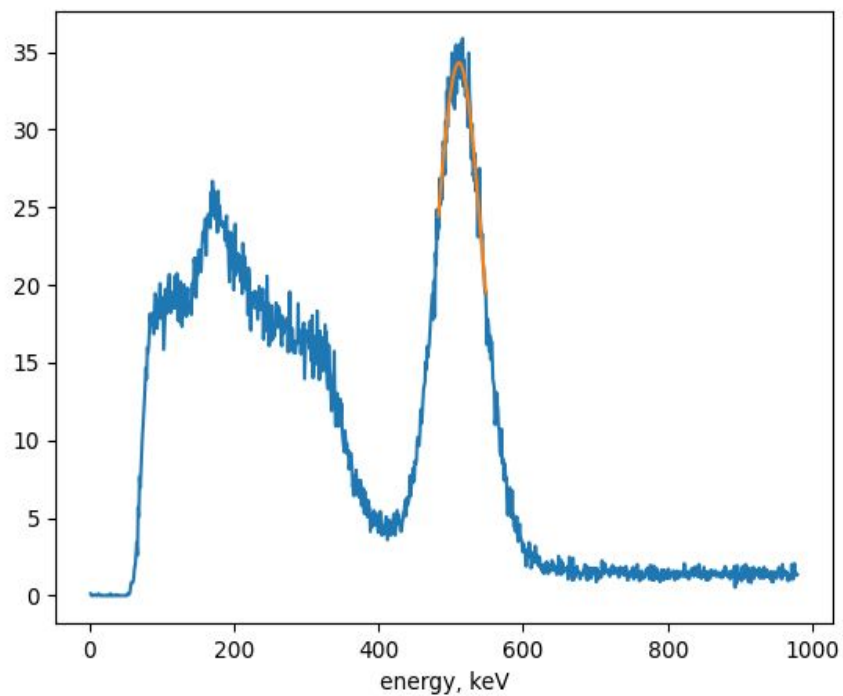


Спасибо за внимание!

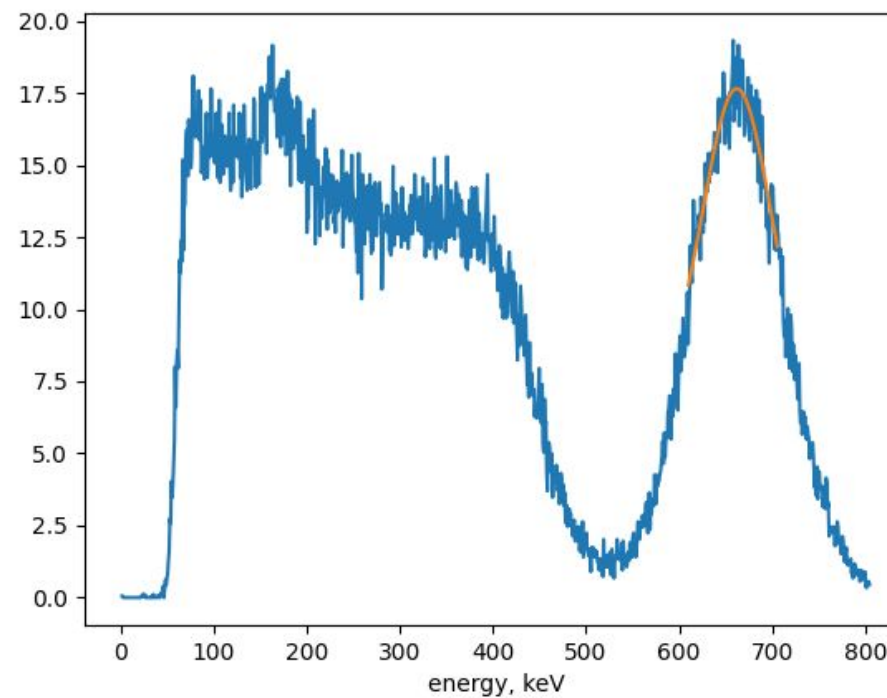


Na-22 (511 кэВ) и Cs-137(622 кэВ)

12.5% FWHM



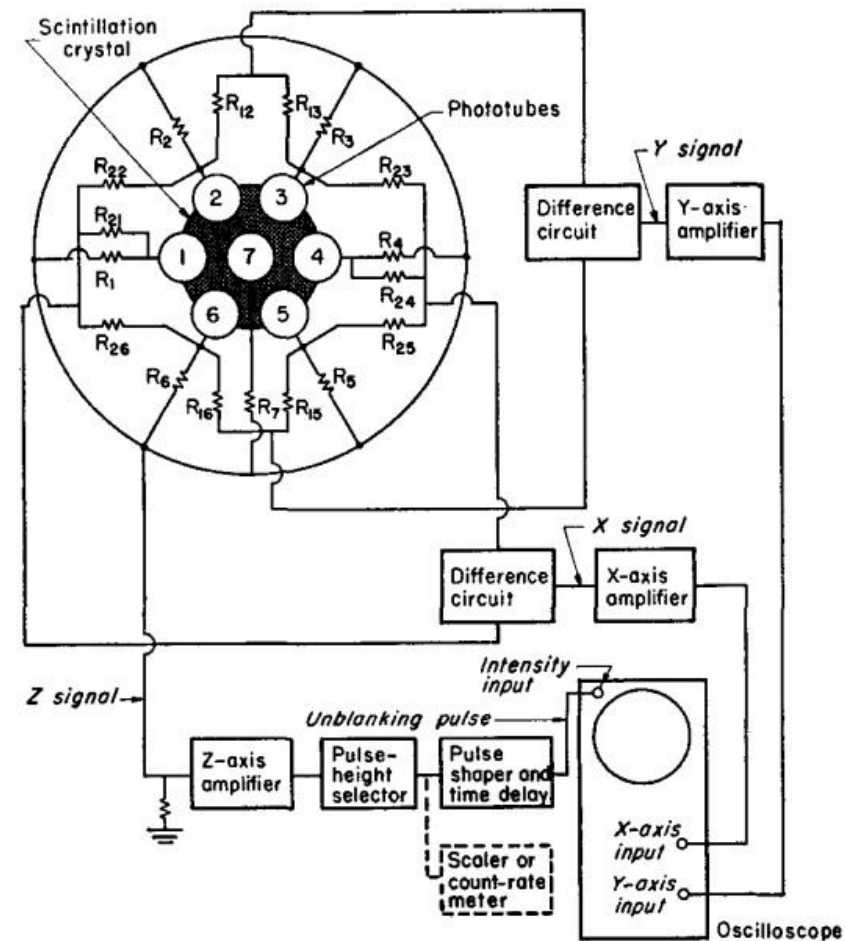
10.5% FWHM



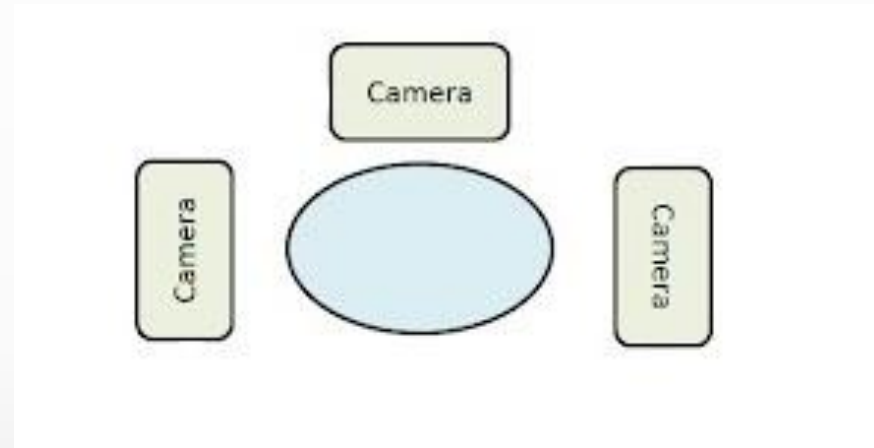
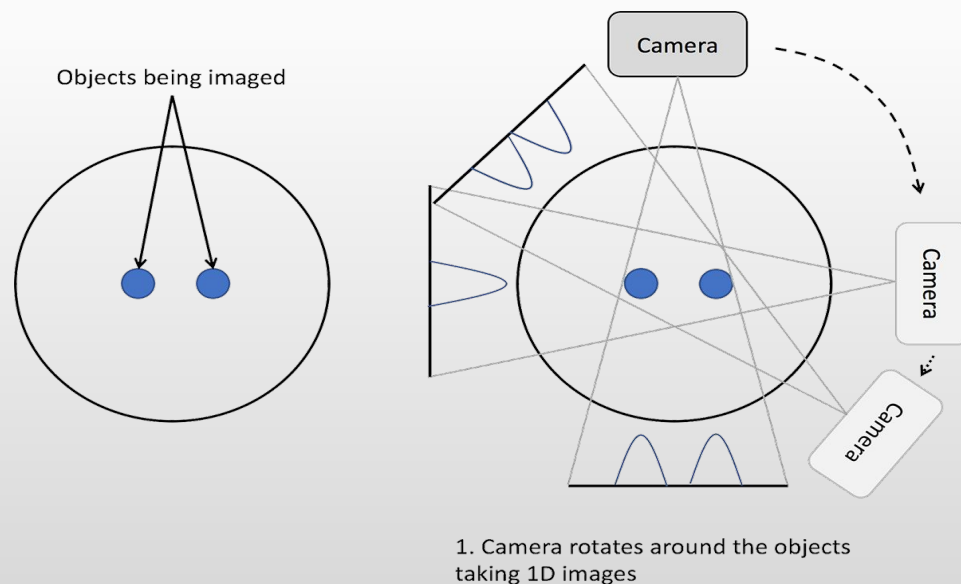
Если число фотоумножителей велико, то то используется метод центра тяжести, он же метод Ангера (или его кластерный вариант):

$$x = \frac{\sum x_i N_i}{\sum N_i} \quad y = \frac{\sum y_i N_i}{\sum N_i}$$

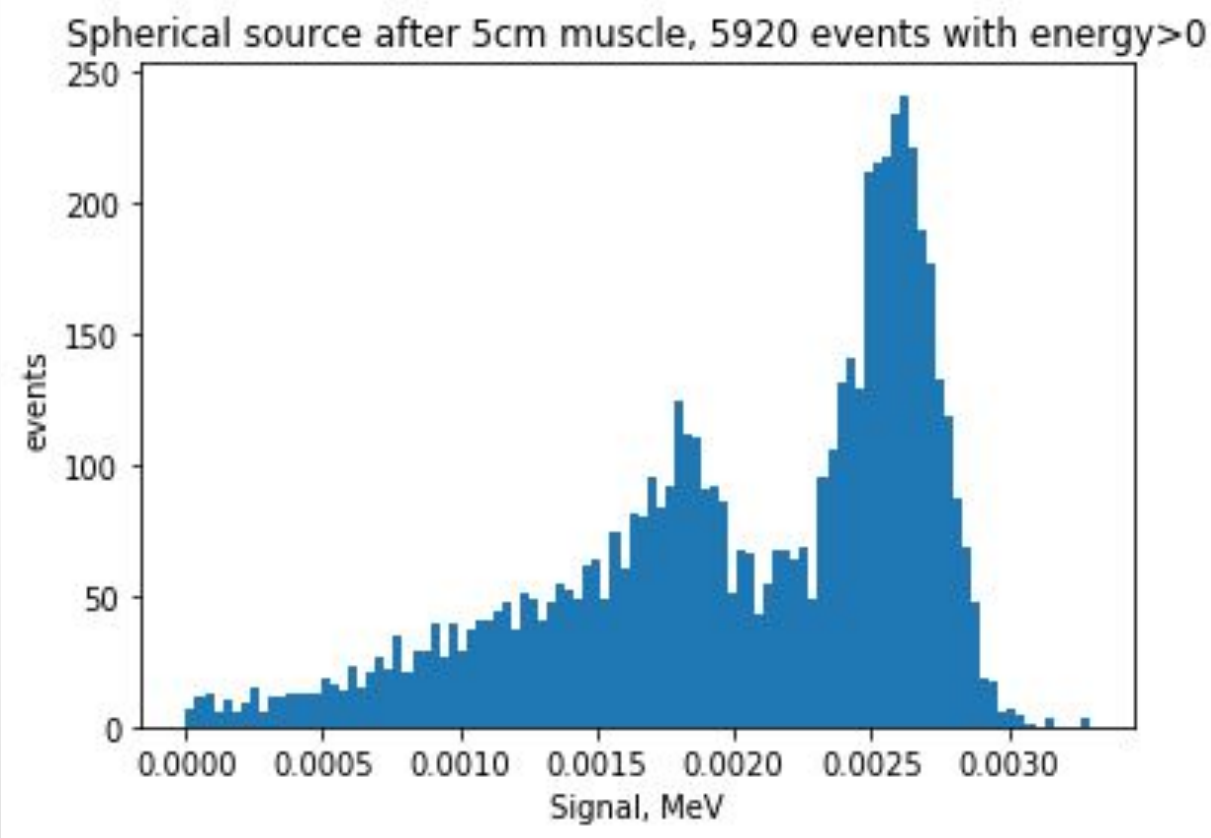
где x,y - координаты точки удара, индекс i относится к номеру фотоумножителя, N - энергосодержание



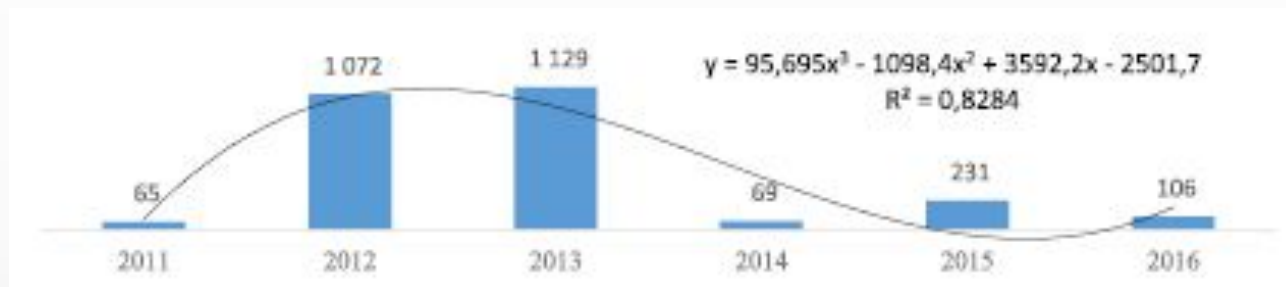
- Современные методы получения трехмерного изображения подразумевают вращающиеся плоские детекторы
- Большие и тяжелые приборы
- Разрешение около сантиметра



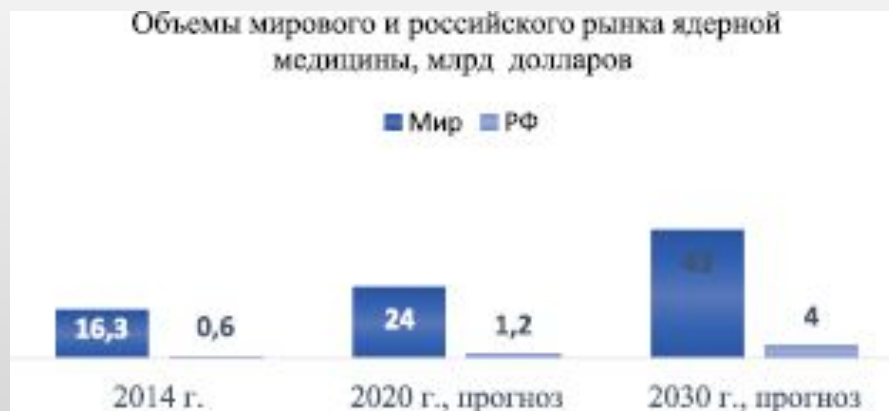
- Мы предлагаем метод с использованием неподвижных детекторов, расположенных под разными углами к пациенту
- Компактные и легкие гамма-камеры
- Разрешение в теории возрастает за счет плотного прилегания детекторов, падает необходимая доза излучения по той же причине



- Объем НИОКР в ядерной медицине испытал существенное падение (*). В России существует острая нехватка как ПЭТ, так и гамма-камер (*).



- При этом потребность рынка продолжает расти



- 80 % исследований в ядерной медицине происходит с помощью гамма-камер
- 20-25% в денежном выражении

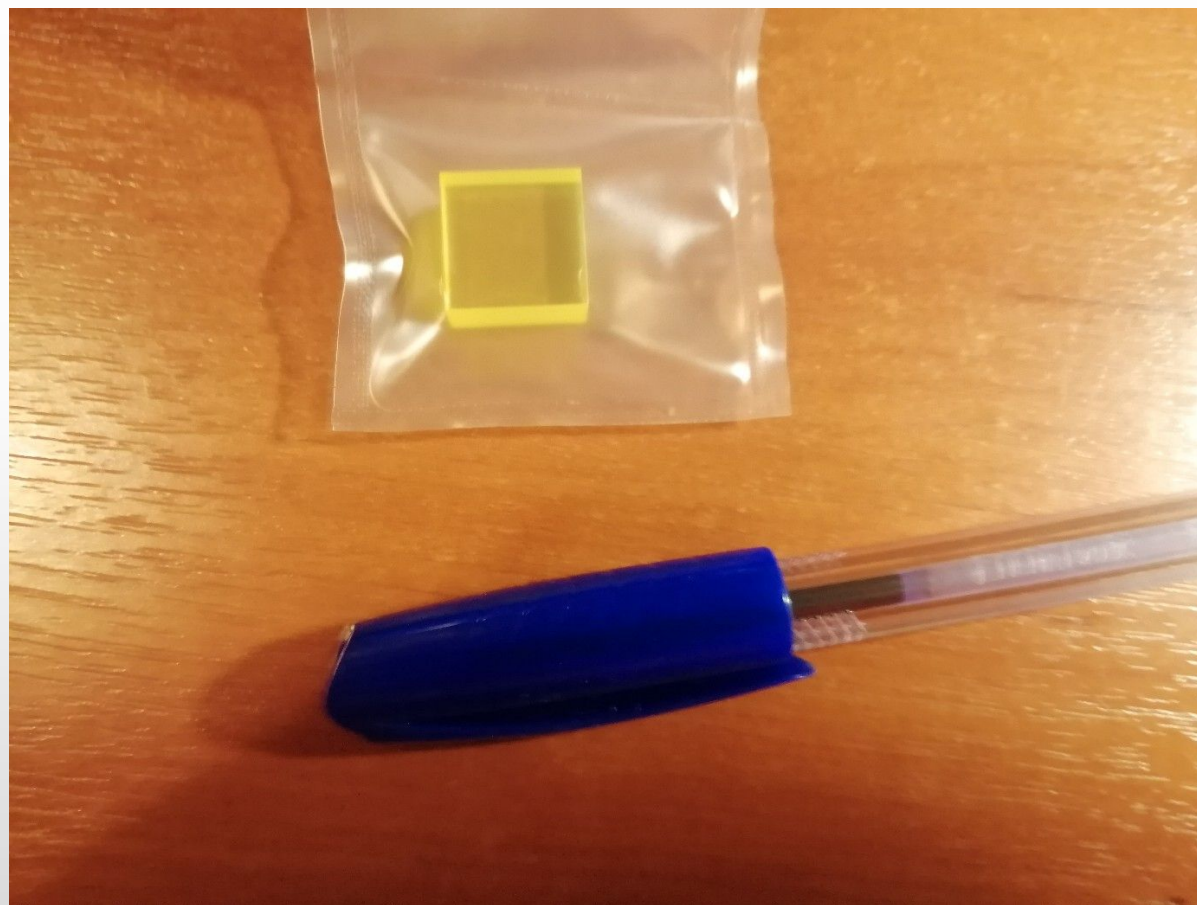


Приложение

- Использование GAGG сцинтиллятора (10 т.р. за наш пиксель) и фотодиодов (180 долларов за ArrayC-60035-4P-BGA или ARRAYC-60035-4P-BGA SensL - от 165 долларов) снижает стоимость в сравнении с детекторами на LaBr₃ (около 600 евро) и PMT (>700 долларов на ту же площадь).
- 863-ARYC3003516PPCB - уже 800 долларов (4 на 4 пикселей размером 3 мм)

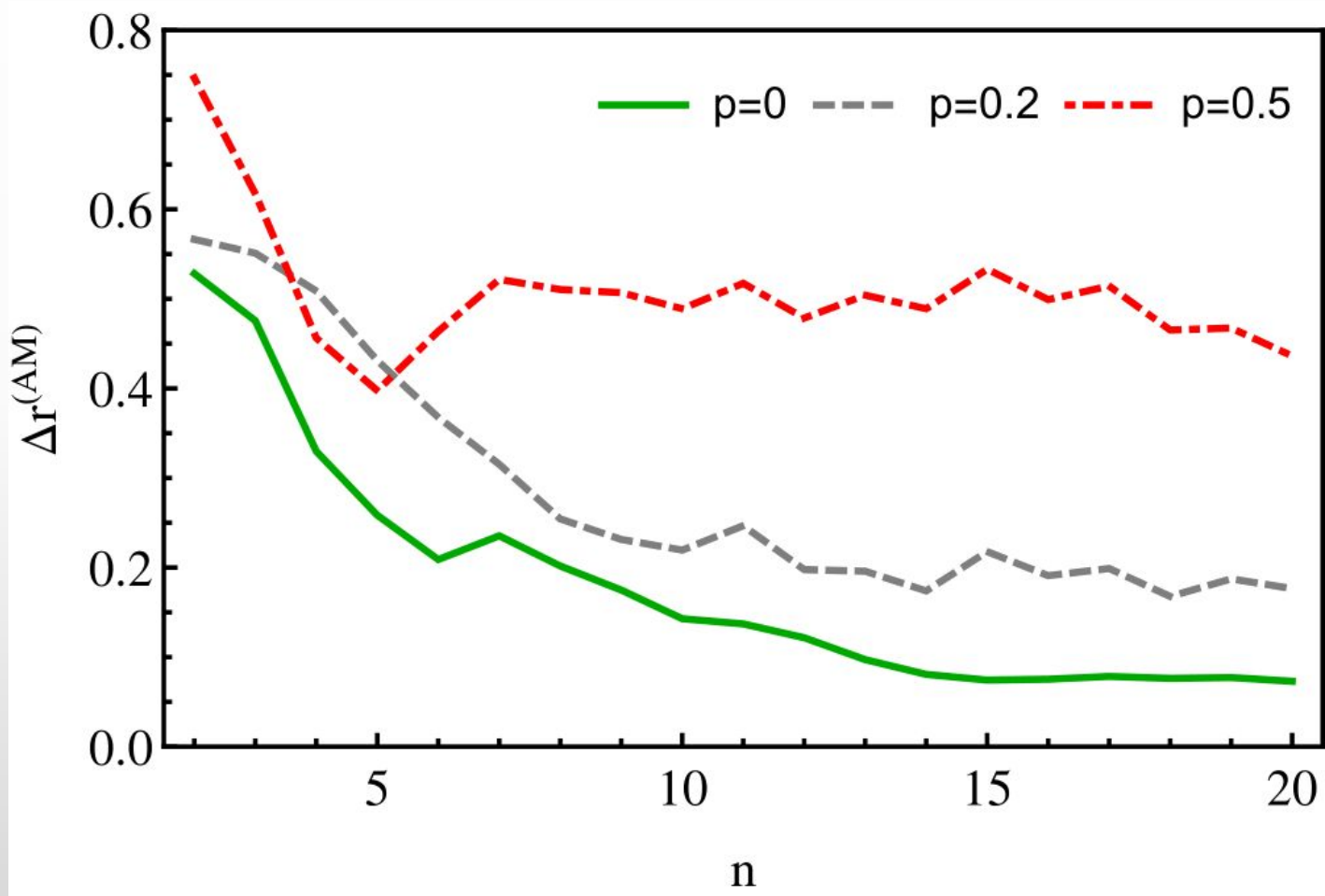


Приложение





Алгоритм решения обратной задачи



H=7
Lx=16
Ly=15
pzL=0
n=m
x0=1.75
y0=1.5



Приложение

Table 1
Characteristics of the main compact detectors for scintimammography

Detector	LaBr ₃ :Ce 2005	Multi-PSPMT 2003	LumaGEM [®] Released 1999	LumaGEM 3200 [®] Released 2003	LumaGem3200S [®] Released 2005
	LaBr ₃ :Ce-H8500 PMT	NaI(Tl) array R8520 PSPMT	NaI(Tl) array—PSPMT	CdZnTe Solid State	CdZnTe Solid State
Field of view	5 cm × 5 cm	18 cm × 16 cm	13 cm × 13 cm	20 cm × 16 cm	20 cm × 16 cm
Dead space	<8 mm from edge	<8 mm from edge	<10 mm from edge	<8 mm from edge	<8 mm from edge
Thickness	<8 cm	<9 cm	<9 cm	<7.5 cm	<7.5 cm
Energy resolution ^a	6% FWHM	15% FWHM	10% FWHM	6% FWHM	4.5% FWHM
Spatial resolution ^a	0.9 mm	2.0 mm	2.2 mm	2.5 mm	1.6 mm
Space bandwidth ^a	Continuous	6930 pixel ²	3136 pixel ²	5120 pixel ²	12,288 pixel ²

^aValues at 140 keV.

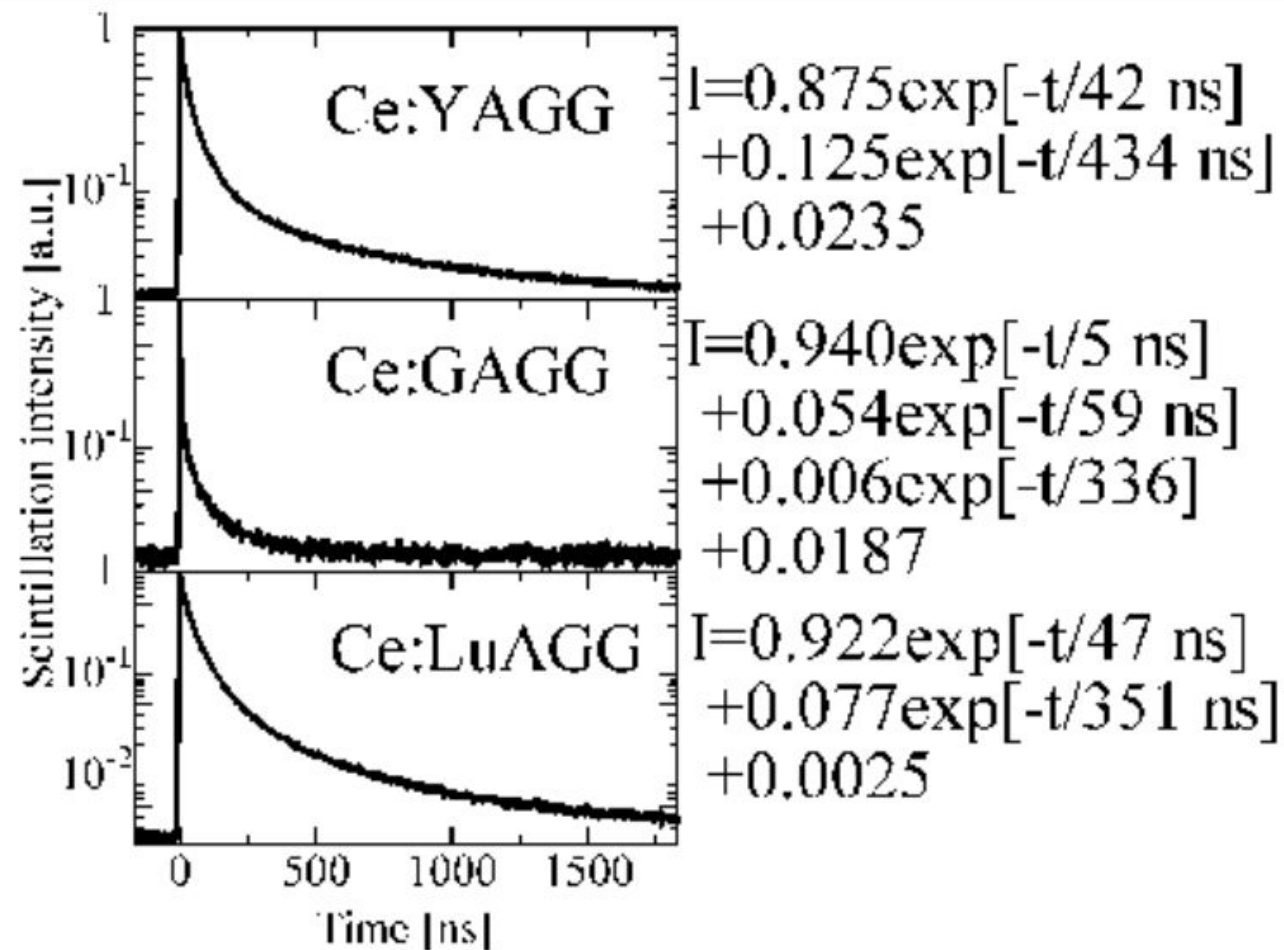
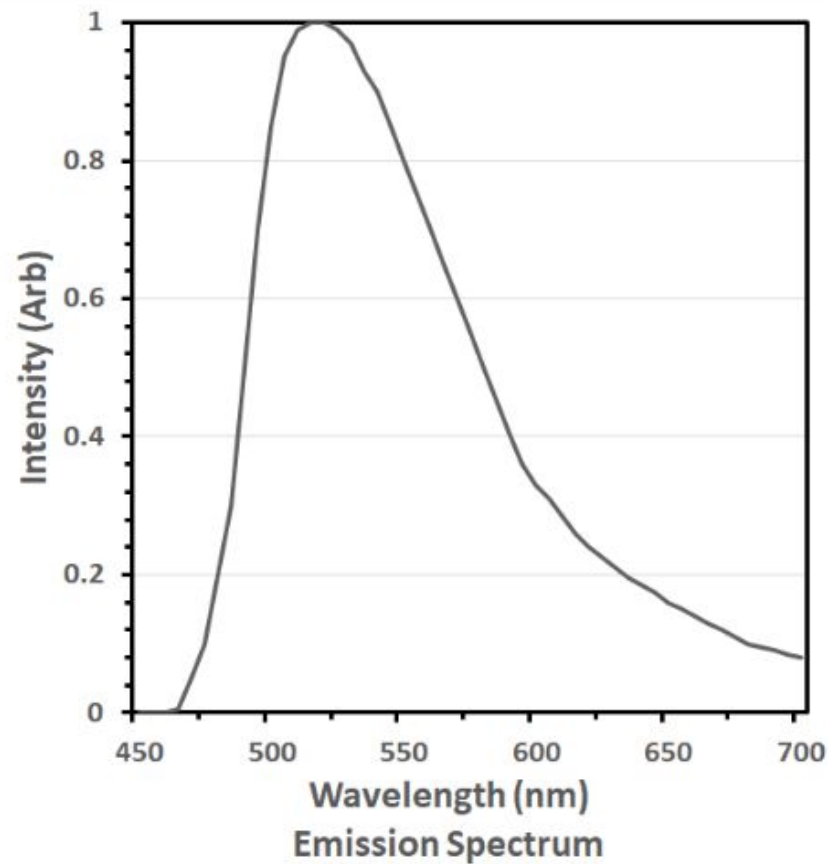
7

TABLE I
REVIEW OF PROPERTIES OF Ce:GAGG

Crystal Size (mm)	Ce (%)	LY (ph/MeV)	ER (@ 662keV) (%)	Decay (ns)	Ref
$3 \phi \times 1$ (μ PD)	0.2	42,000	8.3	53.7	[20]
$5 \times 5 \times 1$	1	46,000	4.9	88	[11]
$3 \times 3 \times 1$	1	46,000	7.8	92	[14]
$5 \times 5 \times 1$	1	47,900	6.8 ± 0.2	-	[21]
$10 \times 10 \times 5$	-	33,000	6.1	127 ± 6	[1]
$5 \times 5 \times 1$	1	50,600	5.5	-	[15]
$5 \times 5 \times 10$	1	41,100	7.3	-	



GAGG:Ce ($\text{Gd}_3\text{Al}_2\text{Ga}_3\text{O}_{12}$)





Оценка энергетического разрешения

Пусть N - число рожденных фотонов, k - эффективность SiPM, p - множитель перед сигмой сцинтиллятора. $k \sim 0.4$

Тогда для зеркальных стенок разрешение равно $\sqrt{\frac{p^2}{N} + \frac{1}{kN}}$

Разрешение GAGG:Ce на 662 кэВ $2.355 \cdot \frac{p}{\sqrt{N_{662 \text{ keV}}}} = 5.6\%$

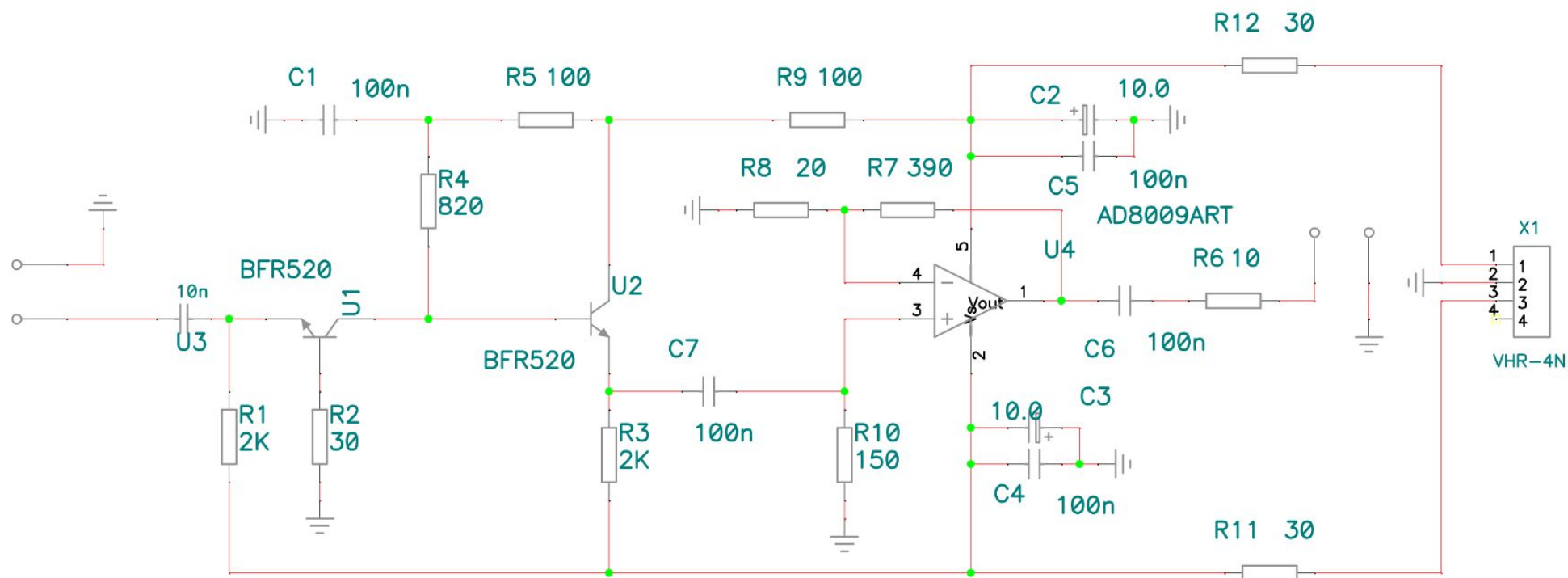
Световыход от 40 фотонов/кэВ

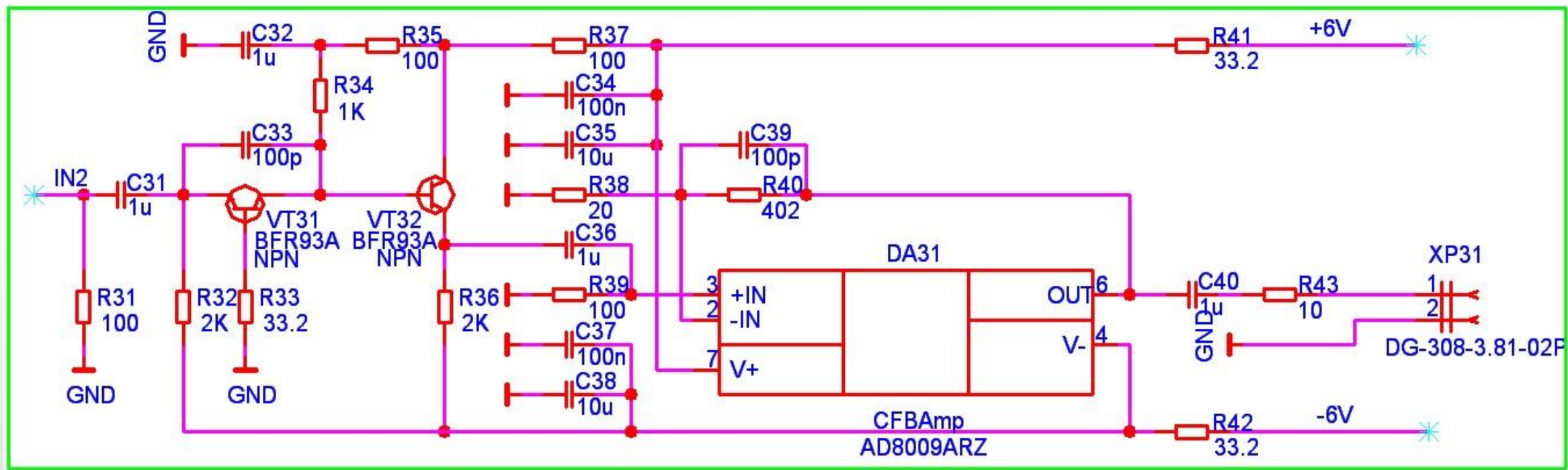
Тогда разрешение $\sim 20\%$ FWHM для 60 кэВ
и 14% для 122 кэВ, так как

$$p = 0,024 \cdot \sqrt{N_{662 \text{ keV}}}$$
$$\frac{dE}{E} = \sqrt{\frac{5,8 \cdot 10^{-4} N_{662 \text{ keV}}}{N} + \frac{1}{kN}}$$

В экспериментальных работах предельное разрешение 24% и 14% для 60 и 122 кэВ соответственно.

Усиление







Алгоритм решения обратной задачи

$$\vec{N} = \vec{F}(\vec{x})$$

$$\vec{x} = \vec{F}^{-1}(\vec{N})$$

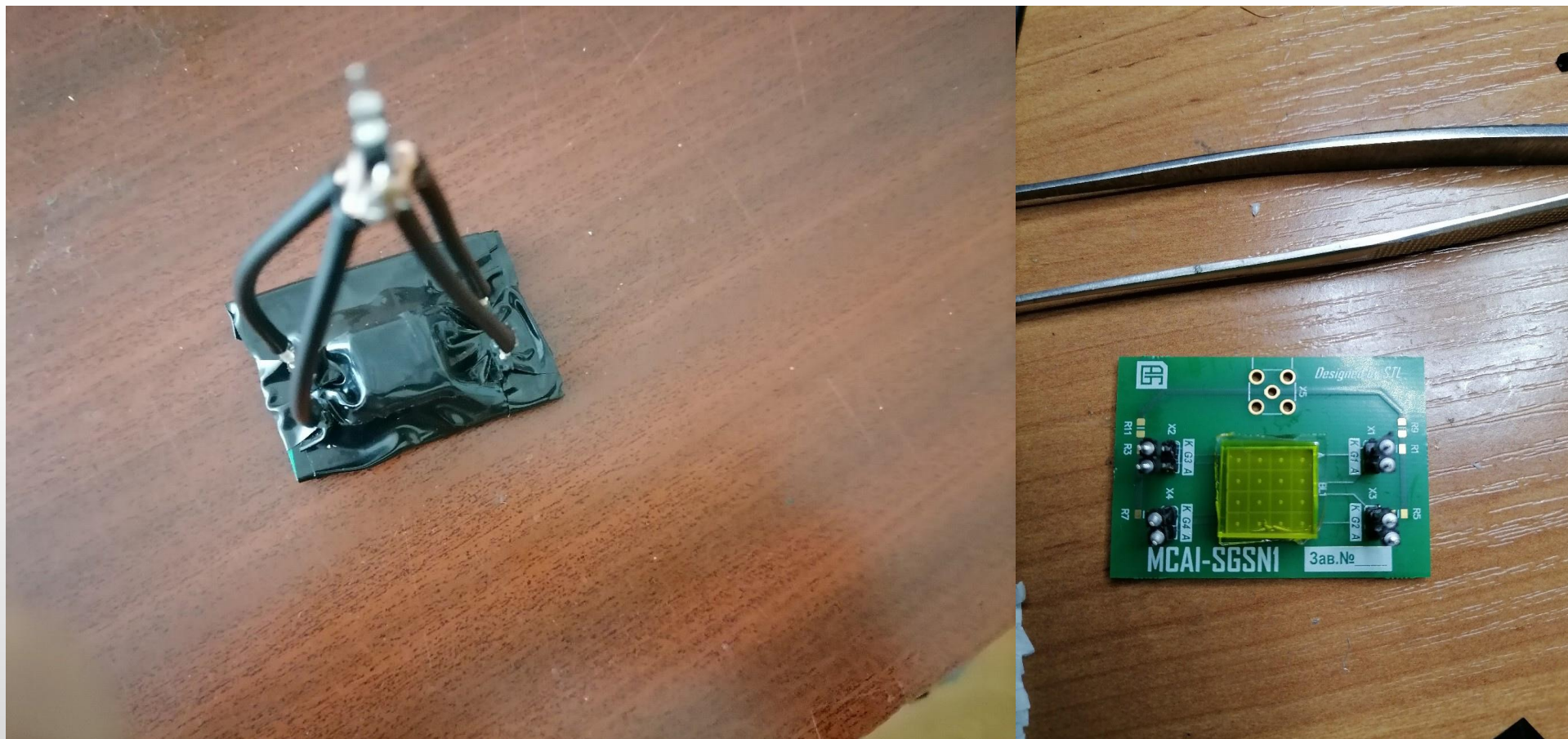


Алгоритм решения обратной задачи

$$\vec{N} = \vec{F}(\vec{x})$$

$$\vec{x} = \vec{F}^{-1}(\vec{N})$$

$$\left\| \vec{F}(\vec{x}) - \vec{N} \right\| \rightarrow 0$$





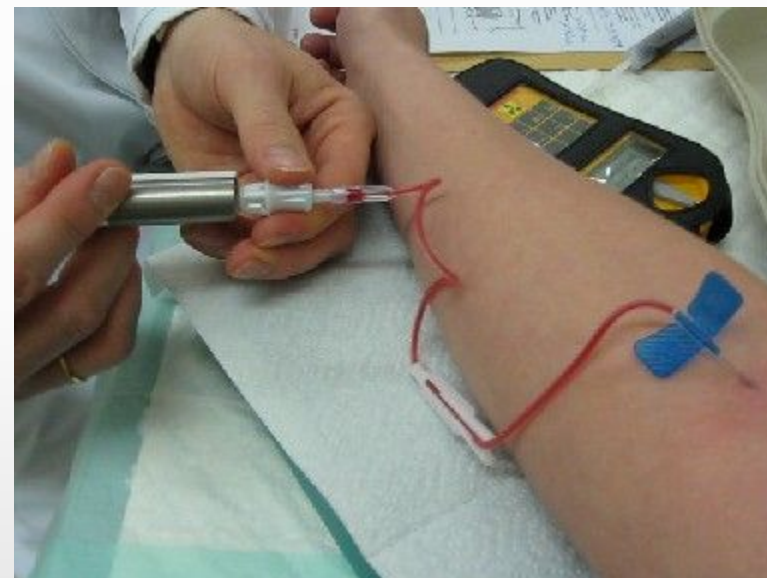
Алгоритм решения обратной задачи

Для четырех квадратных фотоумножителей энергосигнал на каждом из детекторов:

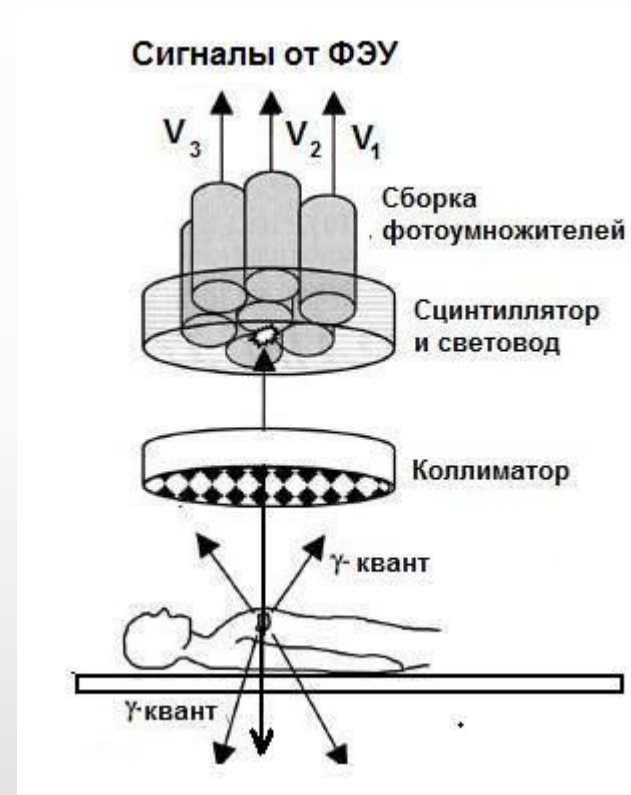
$$N_i = \frac{N}{4\pi} \left(\arctan\left(\frac{b*b_p}{z\sqrt{z^2+b_p^2+b^2}}\right) - \arctan\left(\frac{b*a_p}{z\sqrt{z^2+a_p^2+b^2}}\right) - \arctan\left(\frac{a*b_p}{z\sqrt{z^2+b_p^2+a^2}}\right) + \arctan\left(\frac{a*a_p}{z\sqrt{z^2+a_p^2+a^2}}\right) \right)$$

Где $a = -x$, $b = \text{SIZE}/2 - x$, $a_p = -y$, $b_p = \text{SIZE}/2 - y$, SIZE — размер сцинтиллятора

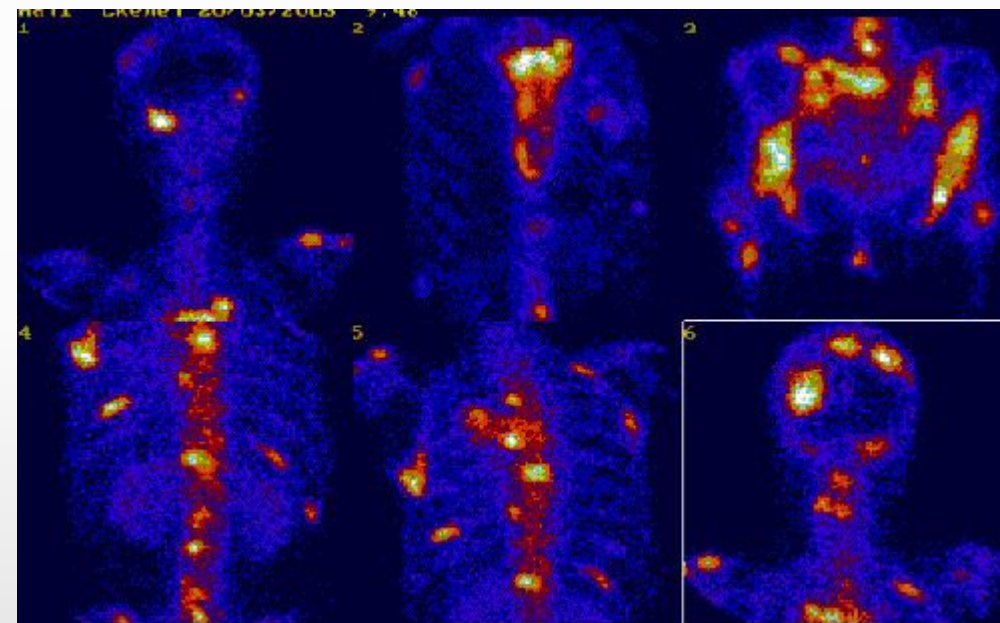
1. Пациенту вводится радиоактивный изотоп



1. Пациенту вводится радиоактивный изотоп
2. Гамма-кванты попадают в один из детекторов, где вызывают вспышку в сцинтилляторе, которая регистрируется фотоумножителями.



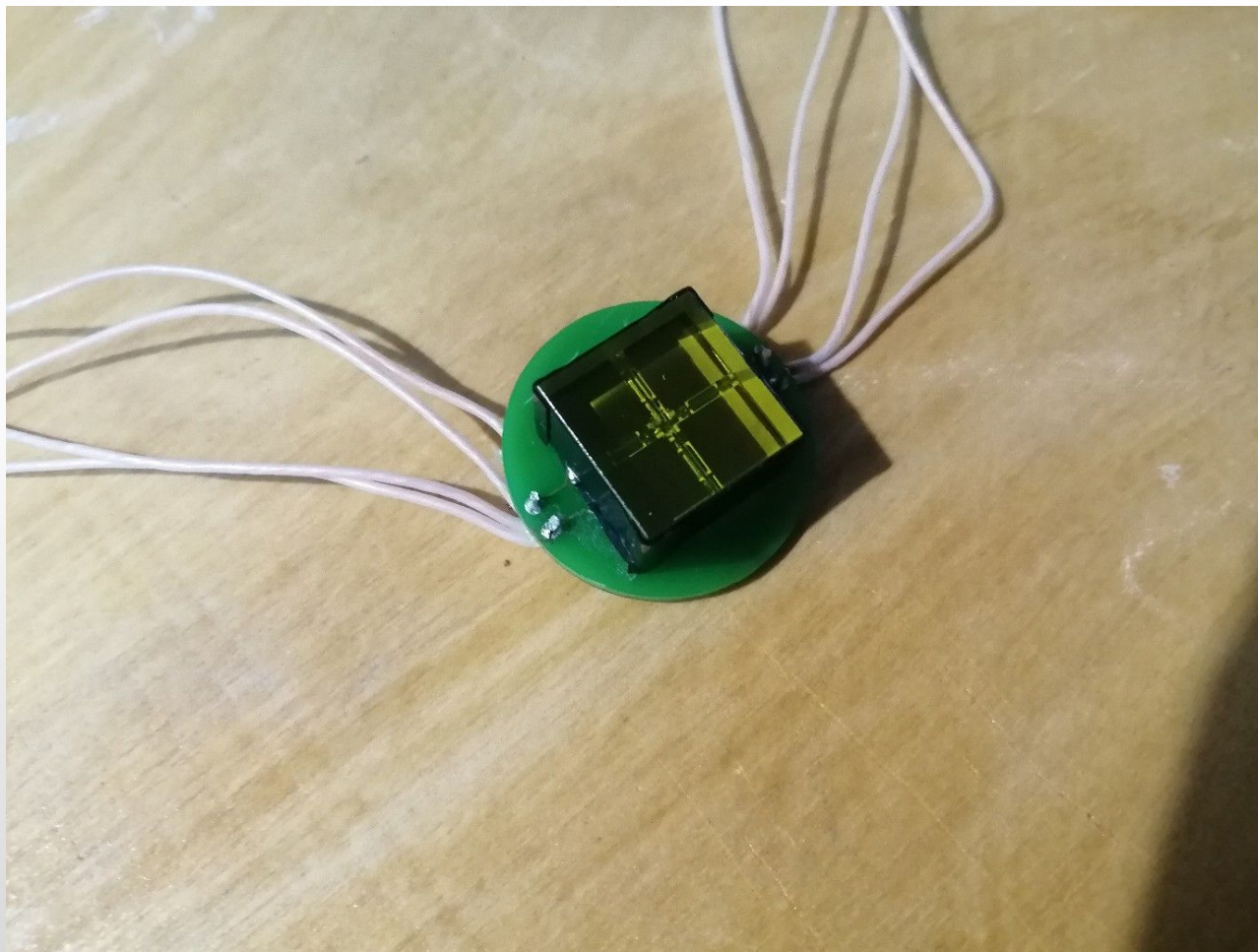
1. Пациенту вводится радиоактивный изотоп
2. Гамма-кванты попадают в один из детекторов, где вызывают вспышку в сцинтилляторе, которая регистрируется фотоумножителями.
3. Распределение плотности потока гаммы дает информацию о плотностях тканей, через которые этот поток прошел. Это дает возможность диагностики новообразований.





GAGG:Ce ($\text{Gd}_3\text{Al}_2\text{Ga}_3\text{O}_{12}$)

	Ce:GAGG	Ce:LYSO	BGO	Tl:NaI
Light Yield [photons/MeV]	46,000	32,000	8,000	40,000
Decay Time [ns]	90	41	300	230
Peak Emission [nm]	520	420	480	415
Density [g/cm^3]	6.6	7.1	7.13	3.67
Intrinsic ER [%] (662keV)	5.2	8	12	6.6
Z_{eff}	54	66	75	51



$$S = \frac{N}{4\pi R^2}$$

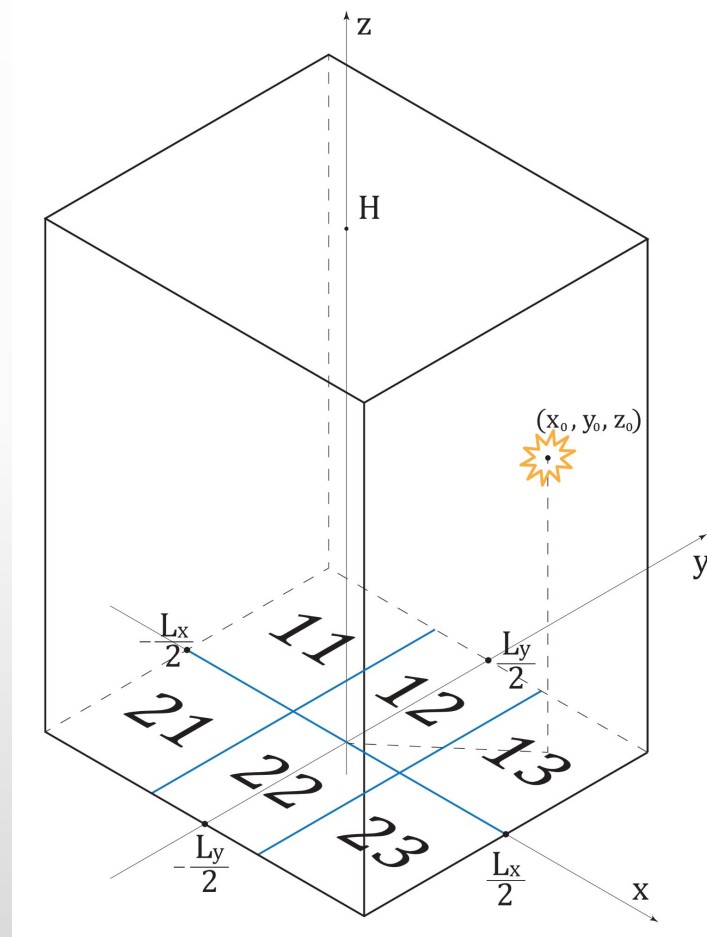
$$\cos \theta = \frac{z}{R}$$

$$N_i = \int \int \frac{zN dudv}{4\pi R^3}$$

$$R = \sqrt{(x-u)^2 + (y-v)^2 + z^2}, t = x-u, u = y-v$$

$$\int \frac{t}{(c+t)^{\frac{3}{2}}} dt = -\frac{1}{\sqrt{c+t^2}} + const$$

$$\int \frac{1}{(q^2 + p)\sqrt{c+q^2}} dq = \frac{\arctg\left(\frac{q\sqrt{c-p}}{\sqrt{p}\sqrt{c+q^2}}\right)}{\sqrt{p}\sqrt{c-p}} + const$$



Алгоритм решения обратной задачи

