



Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ» Институт
ядерной физики и технологий

Кафедра физики элементарных частиц №40

Научно-исследовательская работа на тему:

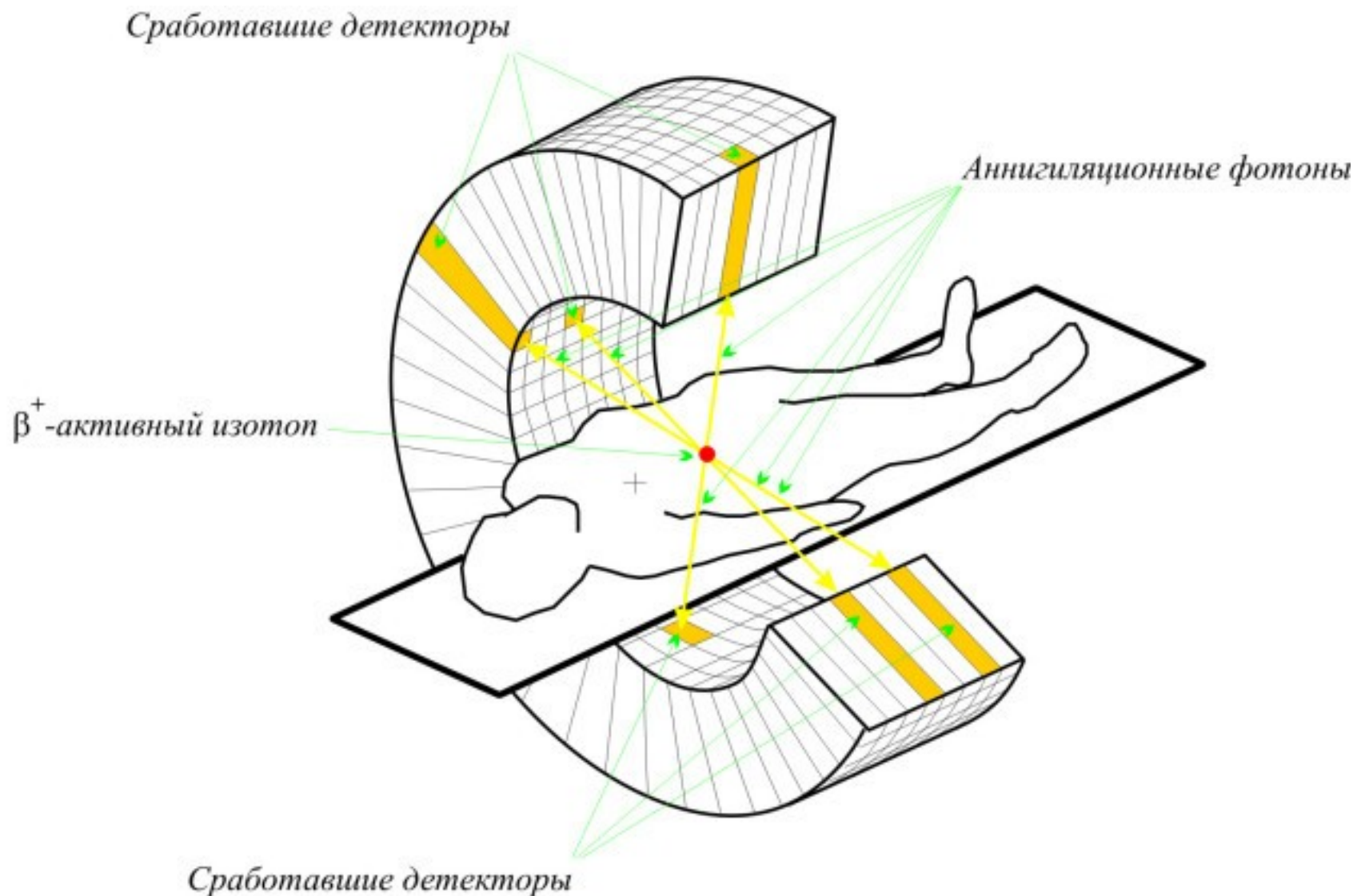
Разработка программного обеспечения по визуализации результатов измерений макета ПЭТ

Выполнила студентка группы М23-112:
Васильева П. Ф.

Научный руководитель:
Дубинин Ф. А.



Принцип работы ПЭТ

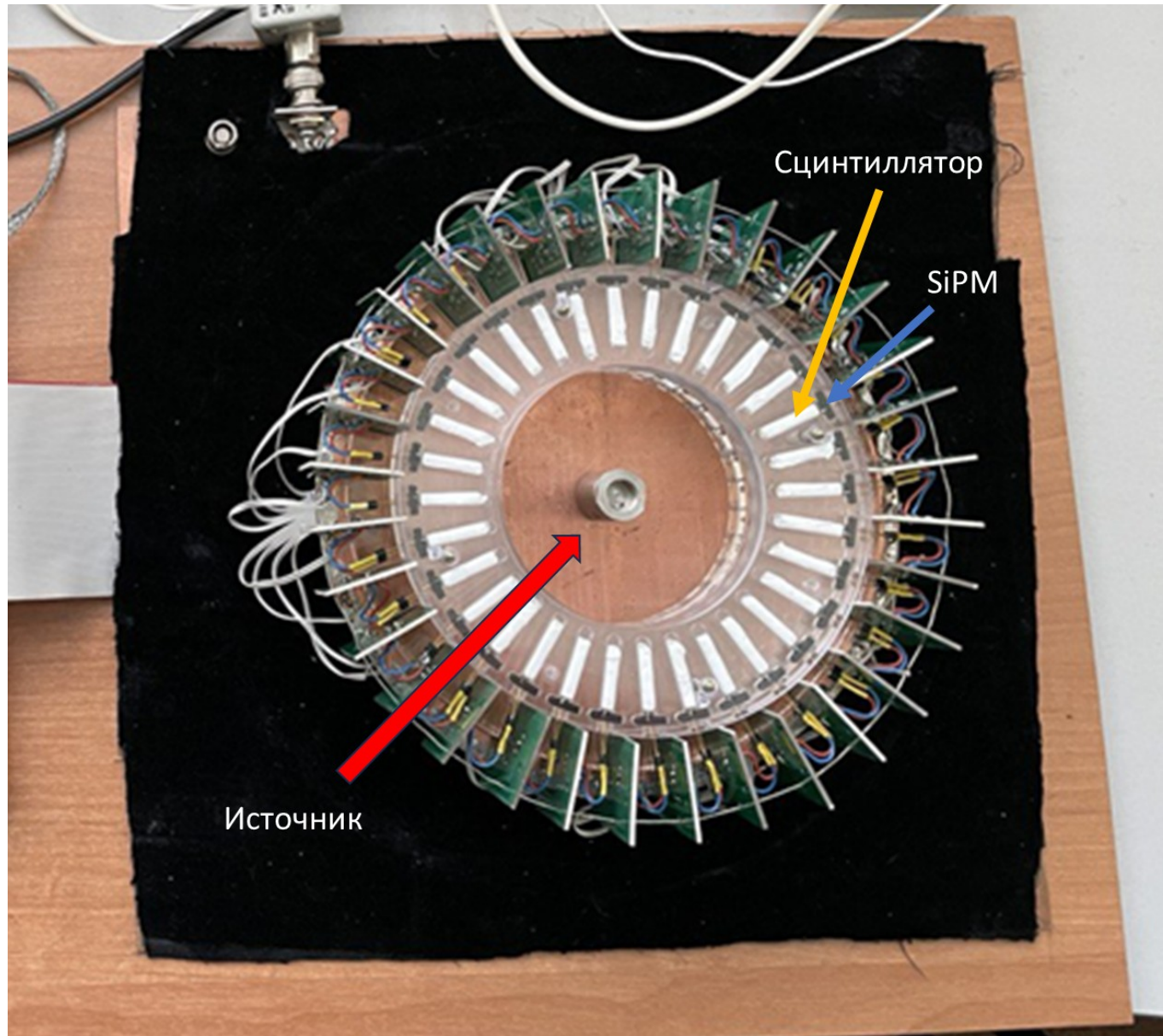


ПЭТ – позитрон-эмиссионная томография.

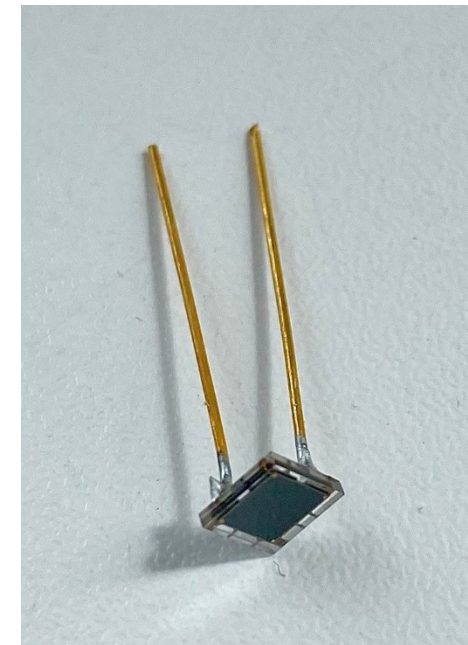
Пациенту вводится β^+ -активный изотоп, испускающий позитрон.

Позитрон аннигилирует с электроном среды и испускаются два фотона, которые разлетаются на 180° .

Макет ПЭТ



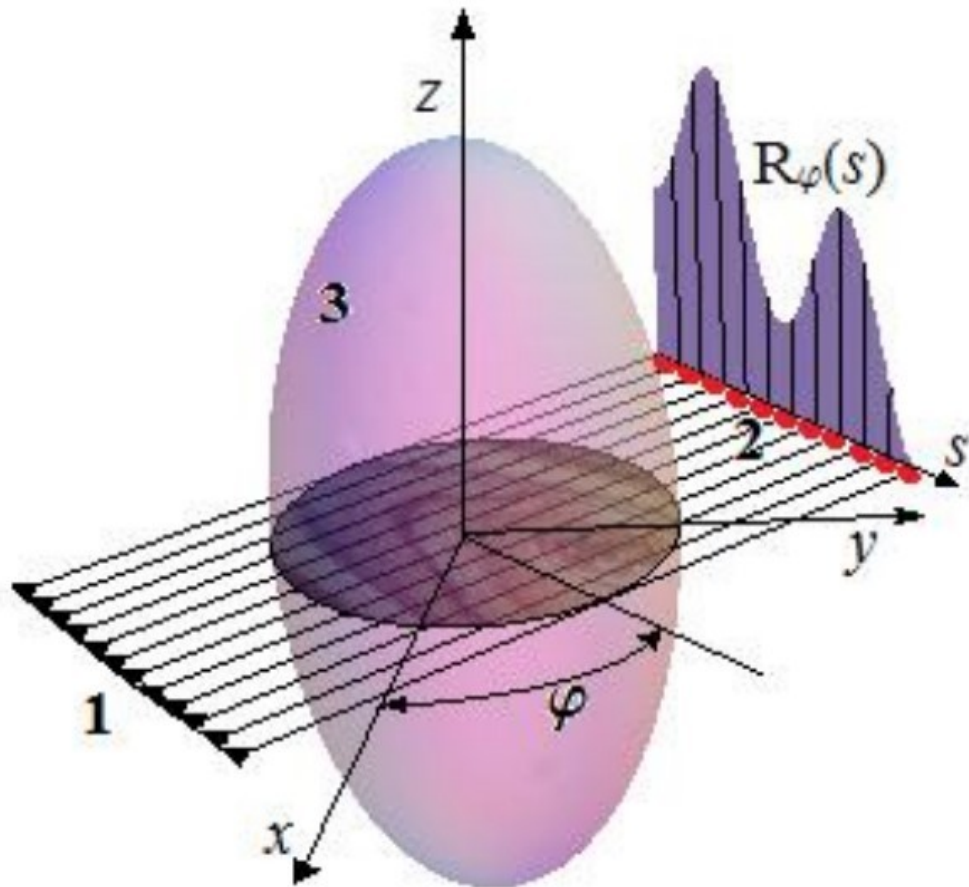
На картинке представлен макет ПЭТ, с помощью которого собирались данные. Он состоит из сцинтилляторов (GAGG), детекторов (SiPM) и считывающих плат, расположенных по кругу. Всего 32 детектора с шагом в 11,25 градуса. В качестве источника использовался $Ti-44$.



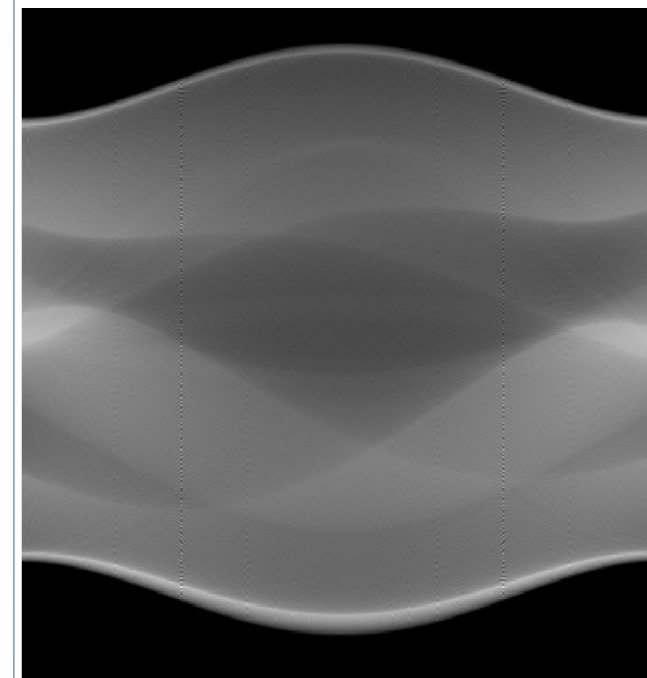
Макет ПЭТ (слева);
детектор (справа).

Преобразование Радона

$$R(s, \varphi) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(s \cos \varphi - t \sin \varphi, s \sin \varphi + t \cos \varphi) dt$$



s , mm



φ , deg

Цели

Восстановить изображение с макета ПЭТ.

Поставленные задачи

- Изучить обратное преобразование Радона.
- Восстановить изображение тестового фантома.
- Восстановить изображение с реального макета.

Обратное преобразование Радона

Математическая постановка задачи

$$F(w_1, w_2) = \frac{1}{2\pi} \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i(w_1 x + w_2 y)} dx dy$$

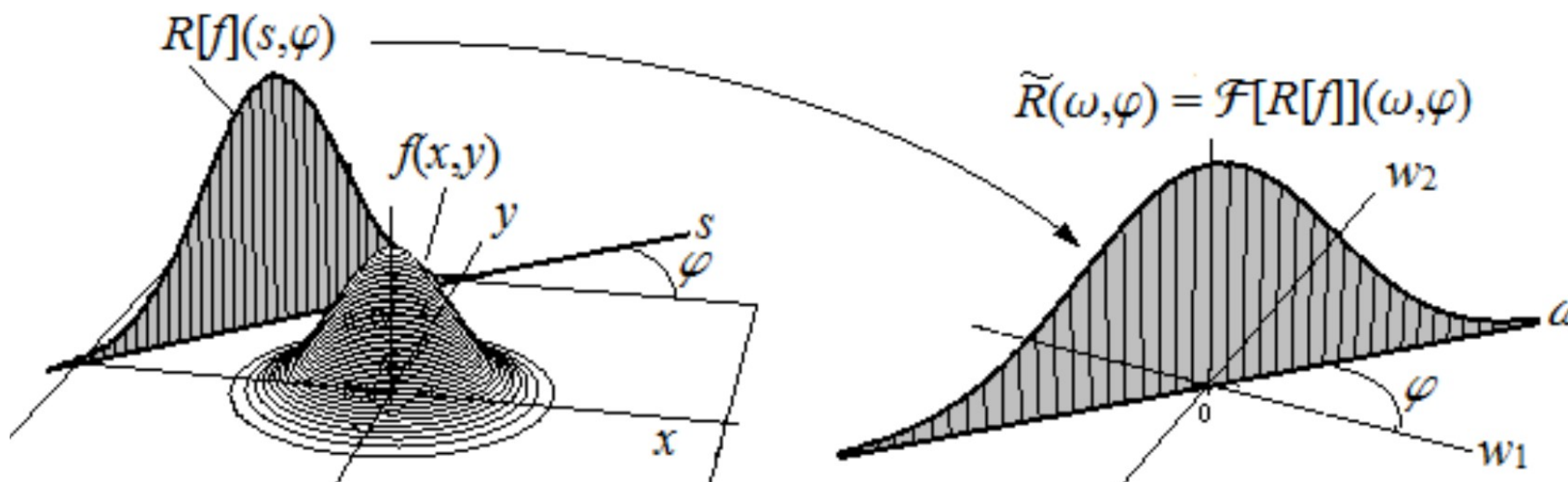
Прямое преобразование Фурье от 2х переменных.

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi} \iint_{-\infty}^{\infty} F(w_1, w_2) e^{-i(w_1 x + w_2 y)} dw_1 dw_2$$

Обратное преобразование Фурье от 2х переменных.

$$R(s, \varphi) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(s \cos \varphi - t \sin \varphi, s \sin \varphi + t \cos \varphi) dt$$

Прямое преобразование Радона



Обратное преобразование Радона



Математическая постановка задачи. Продолжение

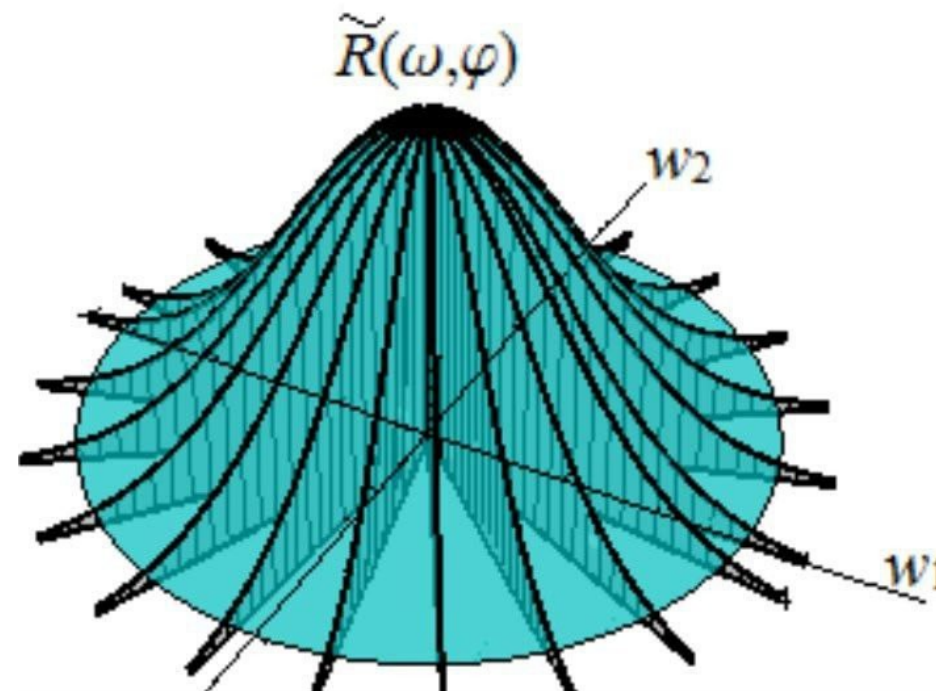
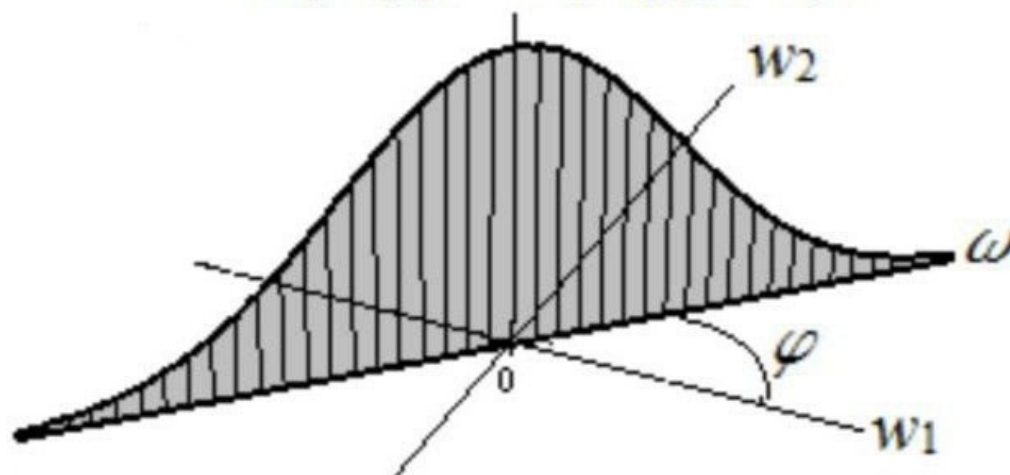
$$w_1 x + w_2 y = s$$

$$x \cos(\varphi) + y \sin(\varphi) = s$$



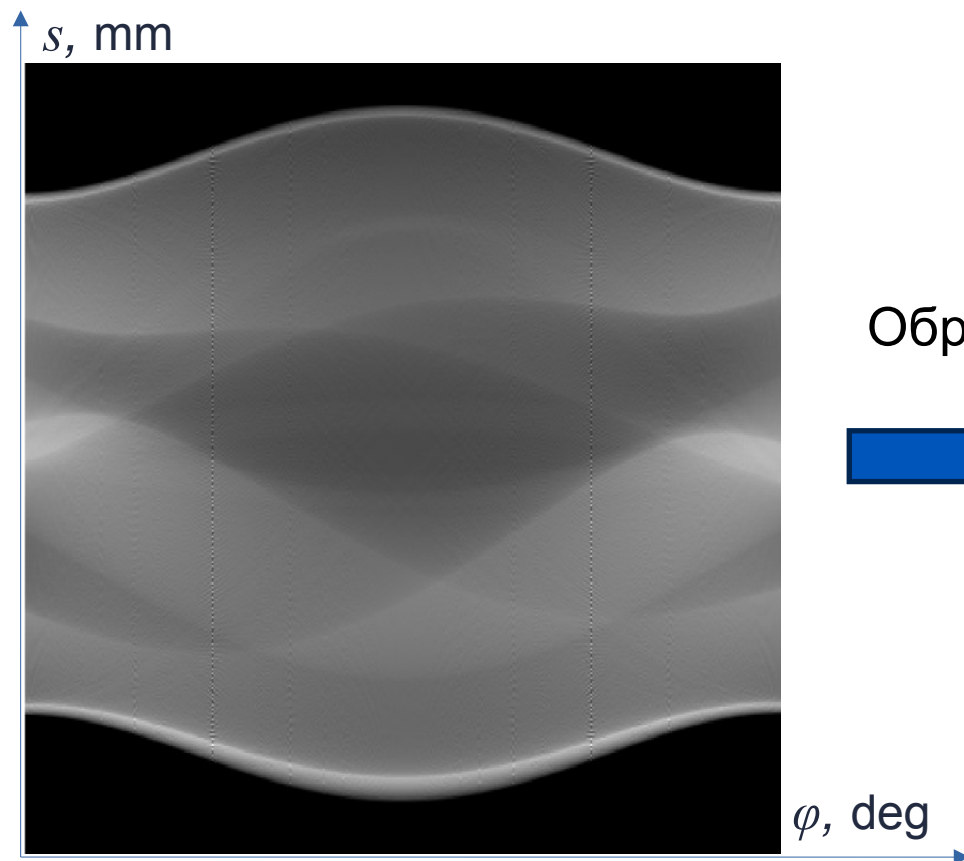
$$F(w_1, w_2) = \frac{1}{2\pi} \iint_{-\infty}^{\infty} R[f](s, \varphi) e^{-i\omega s} ds = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \tilde{R}(\omega, \varphi)$$

$$\tilde{R}(\omega, \varphi) = \mathcal{F}[R[f]](\omega, \varphi)$$

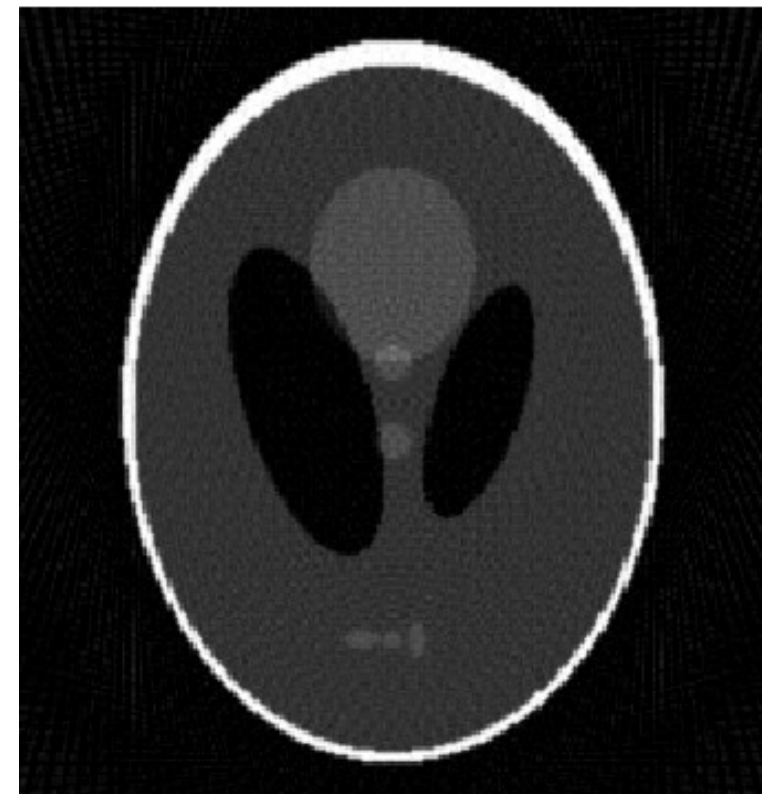
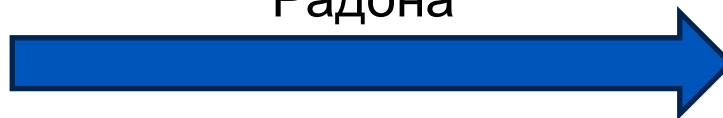


Обратное преобразование Радона

Пример получения томограммы



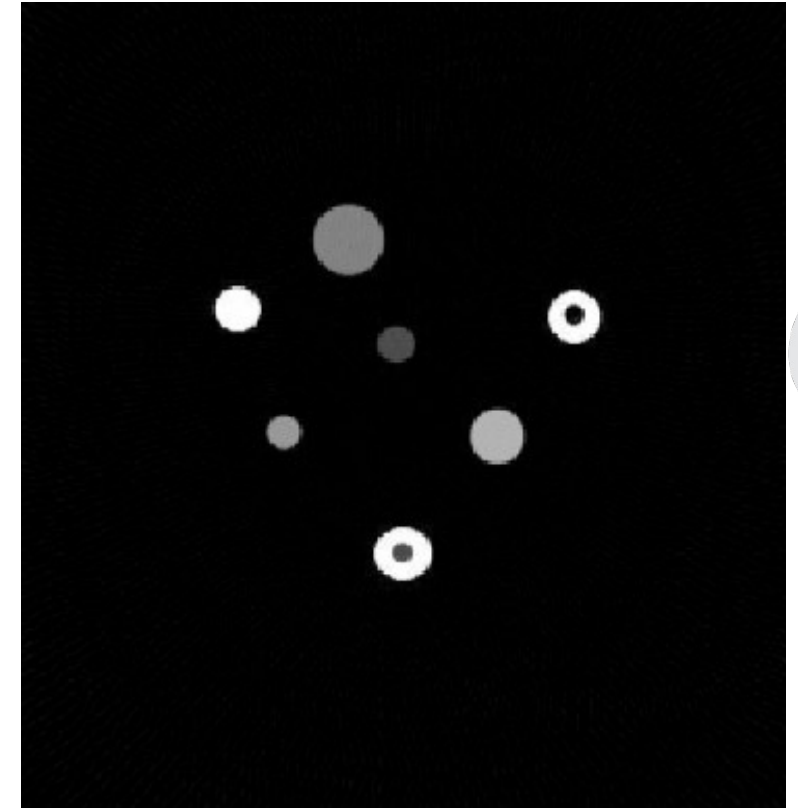
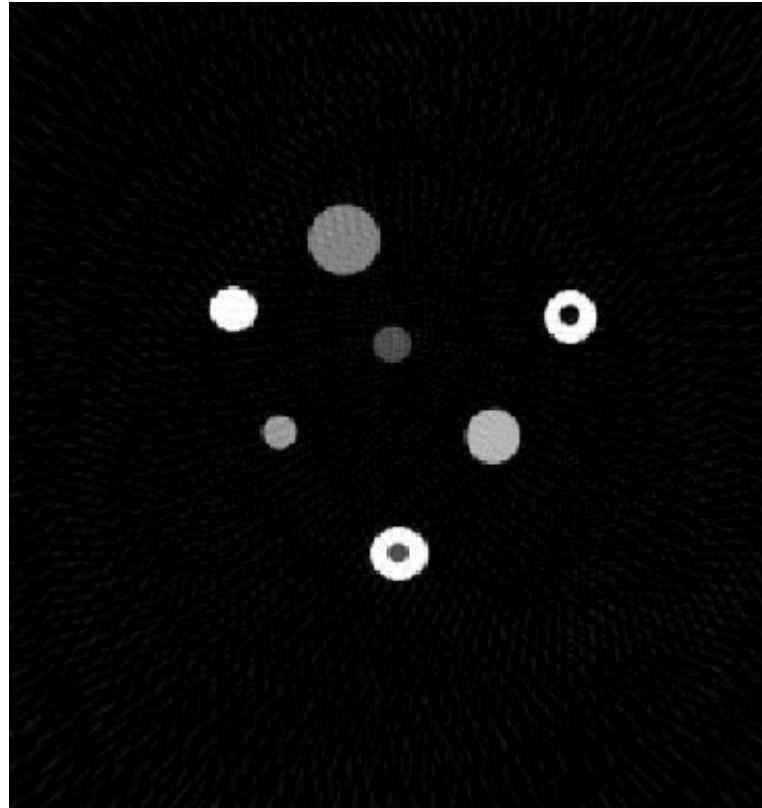
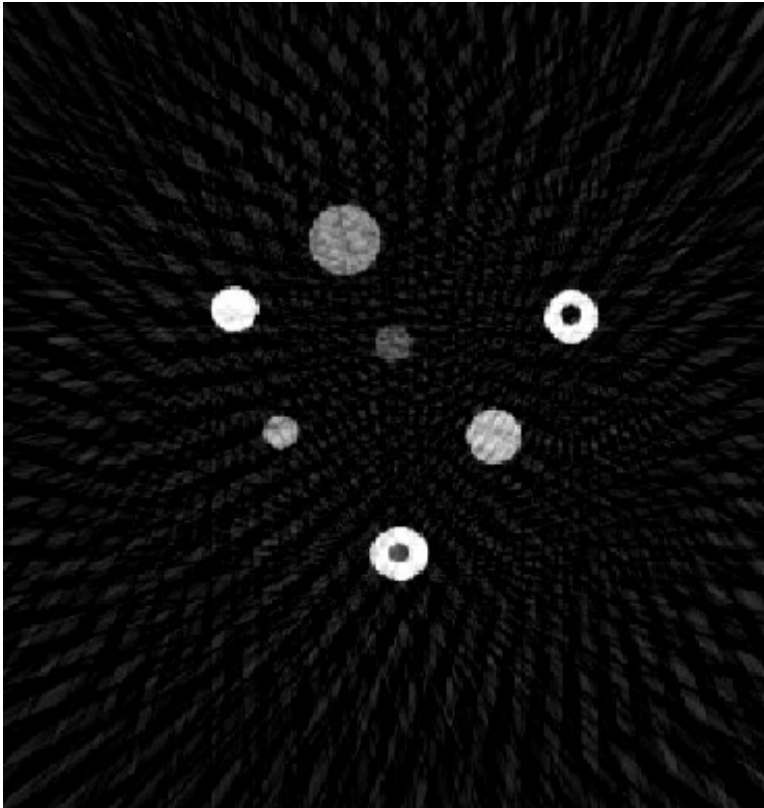
Обратное преобразование Радона



Обратное преобразование Радона

Пример получения томограммы (реальное изображение)

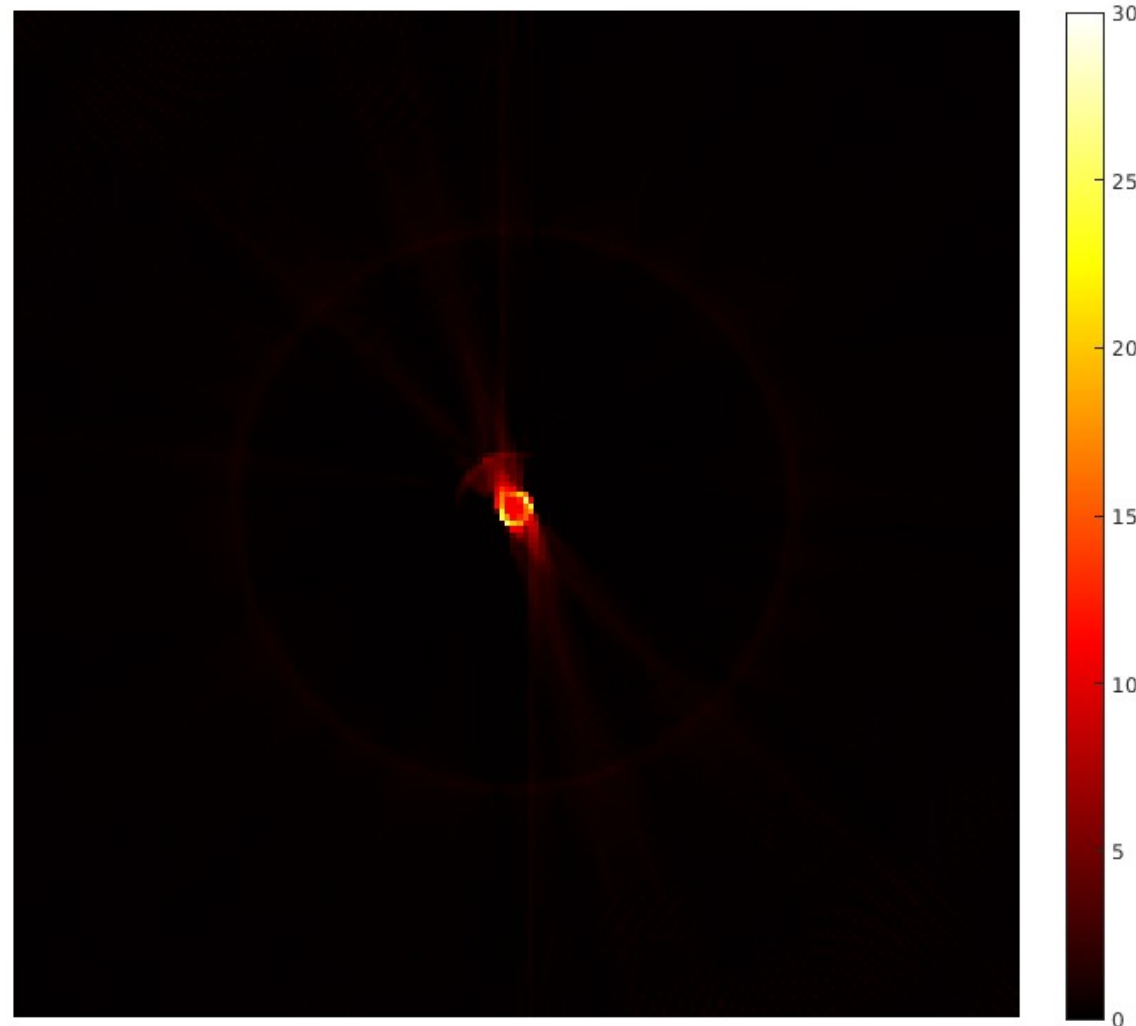
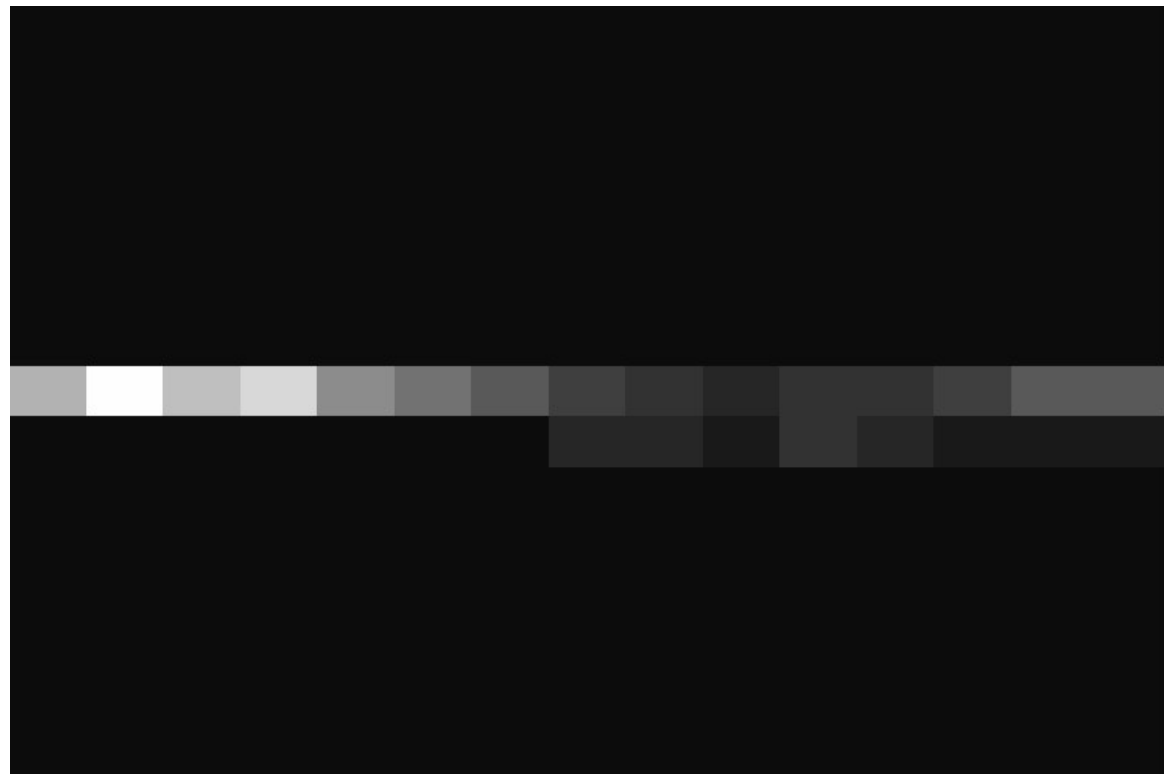
Восстановленное изображение (томограмма)
для 36 проекций (слева), 90 проекций (по центру) и 180 проекций (справа)



Обратное преобразование Радона

Пример получения томограммы (реальные данные)

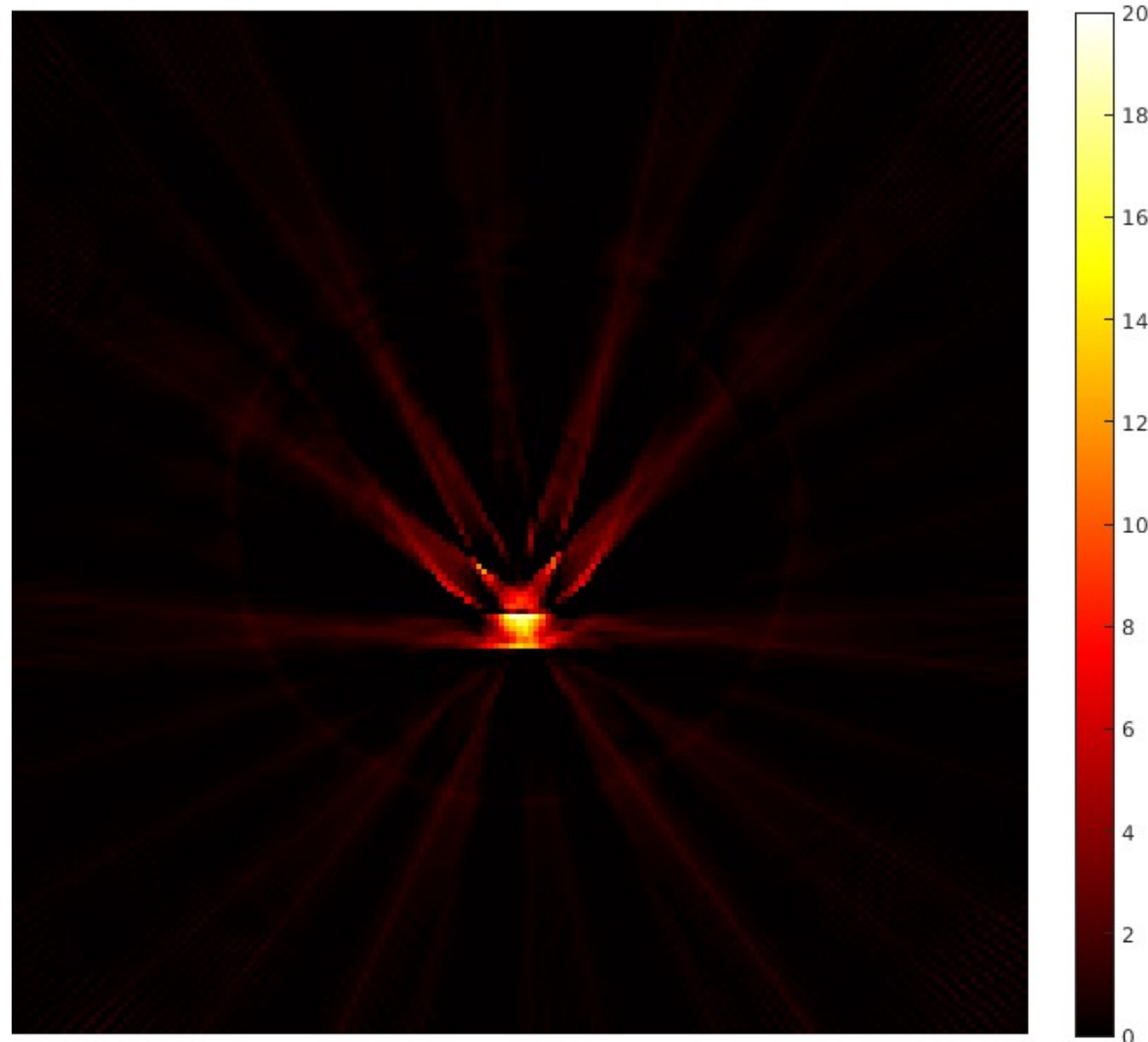
Центральное положение источника



Обратное преобразование Радона

Пример получения томограммы (реальные данные)

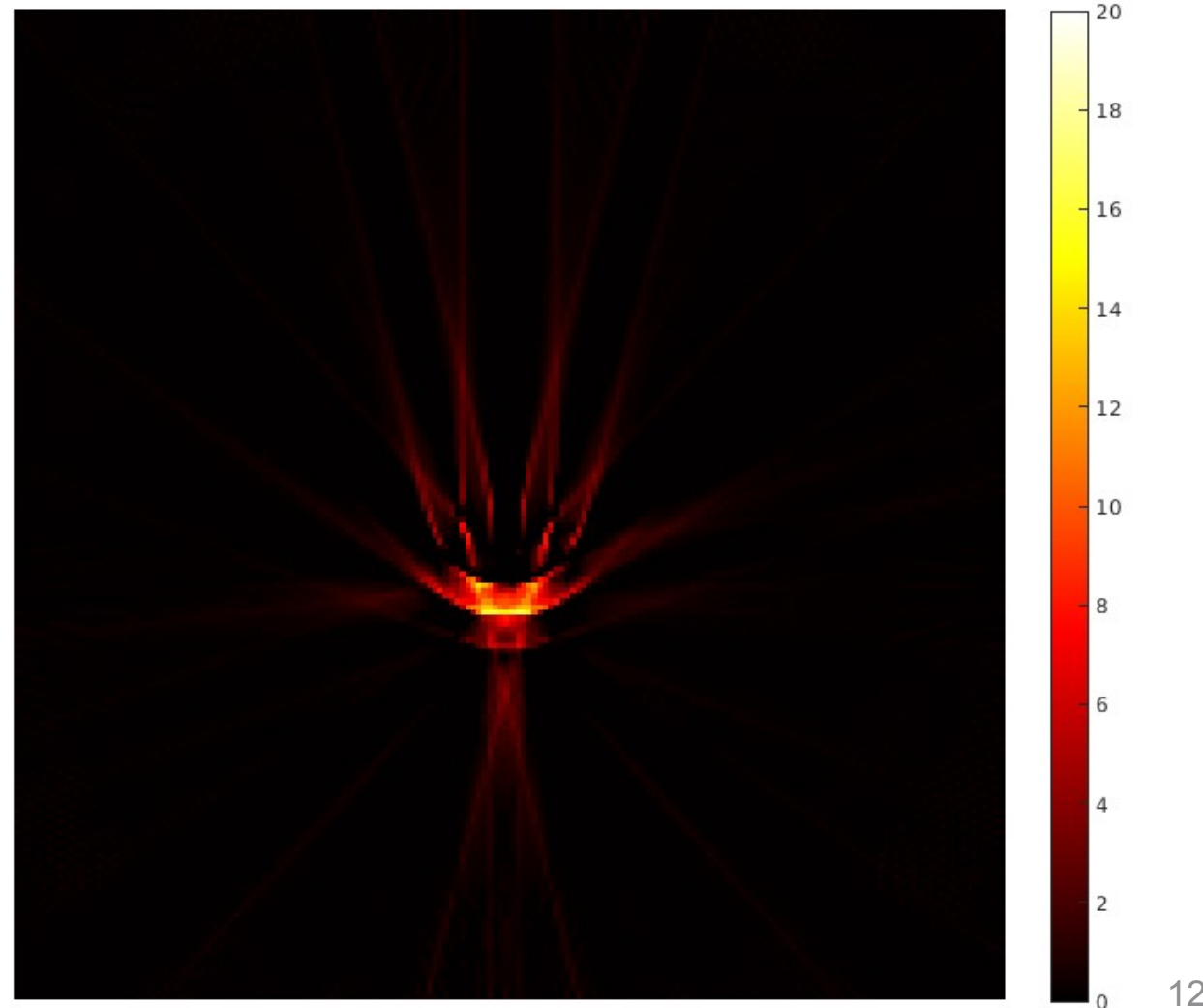
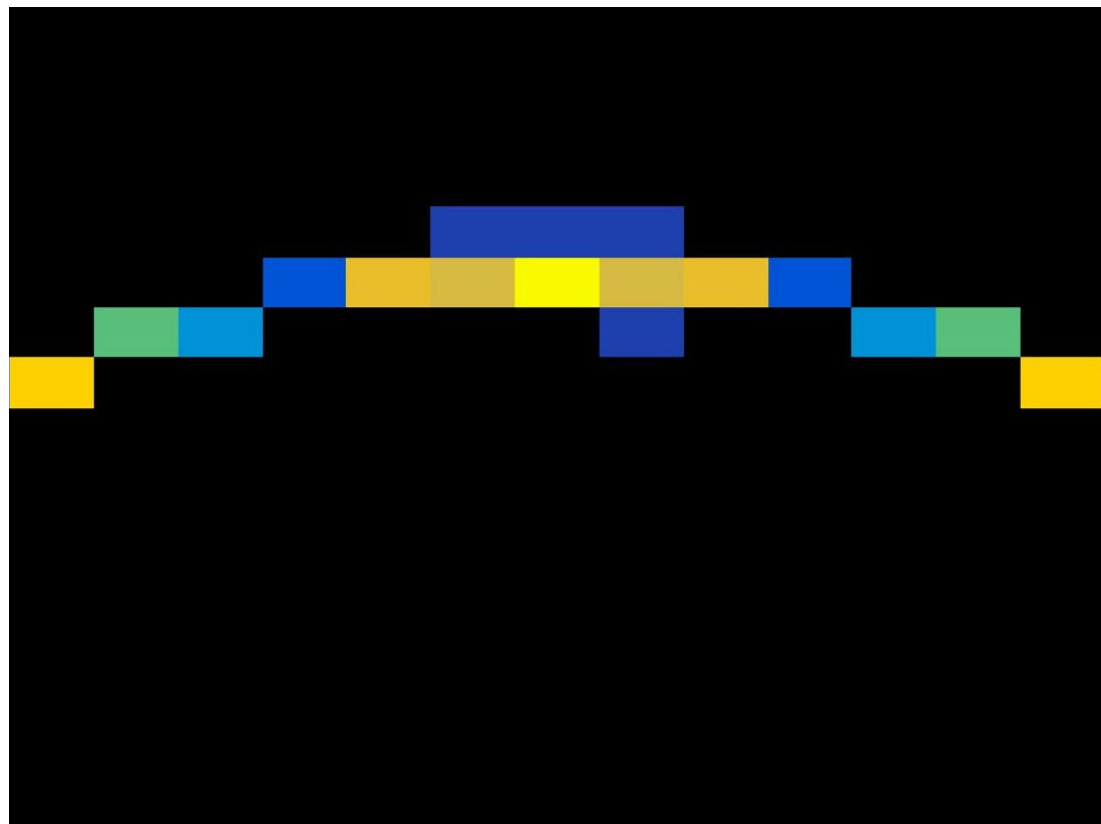
Нецентральное положение источника



Обратное преобразование Радона

Пример получения томограммы (моделированные данные)

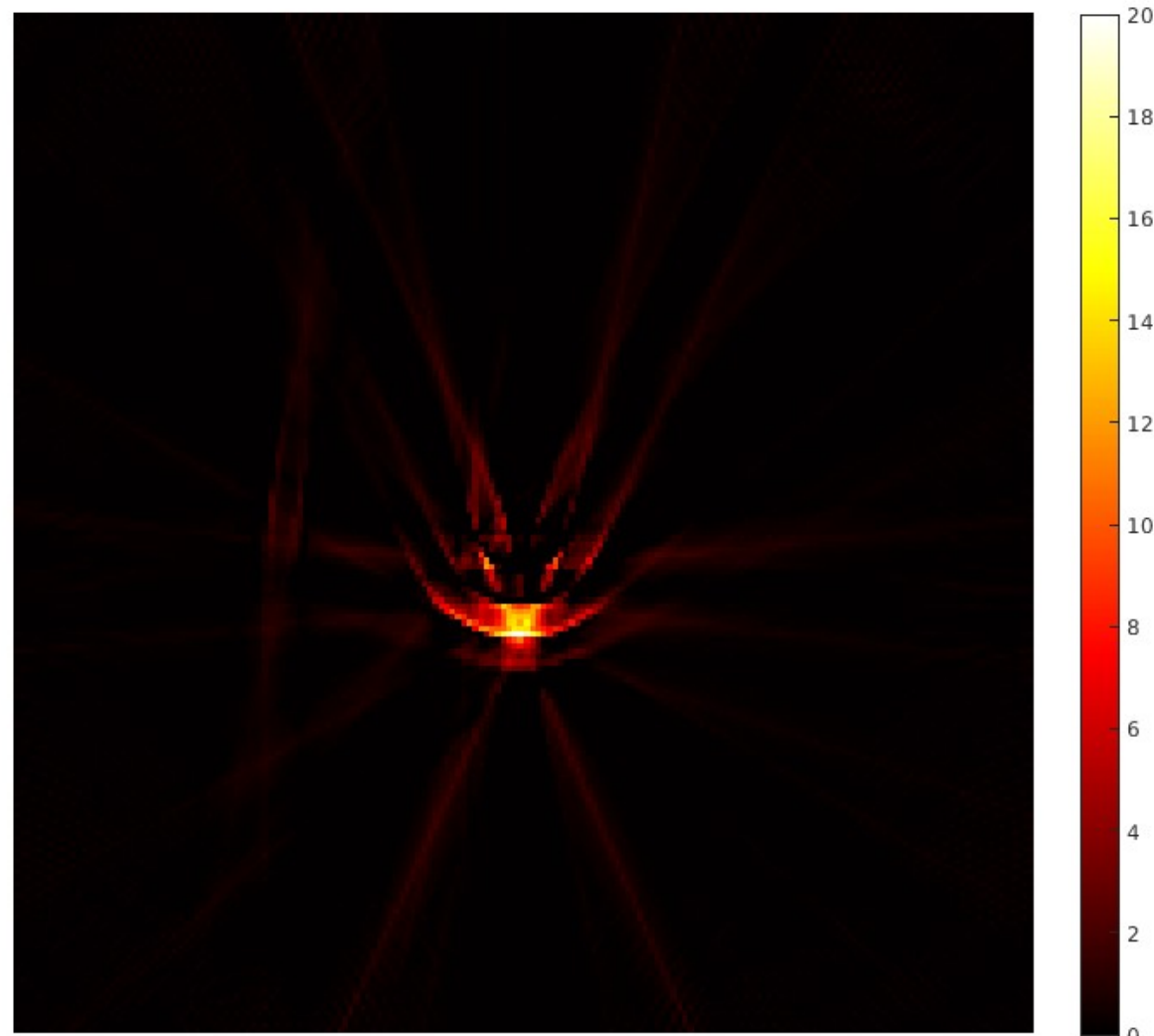
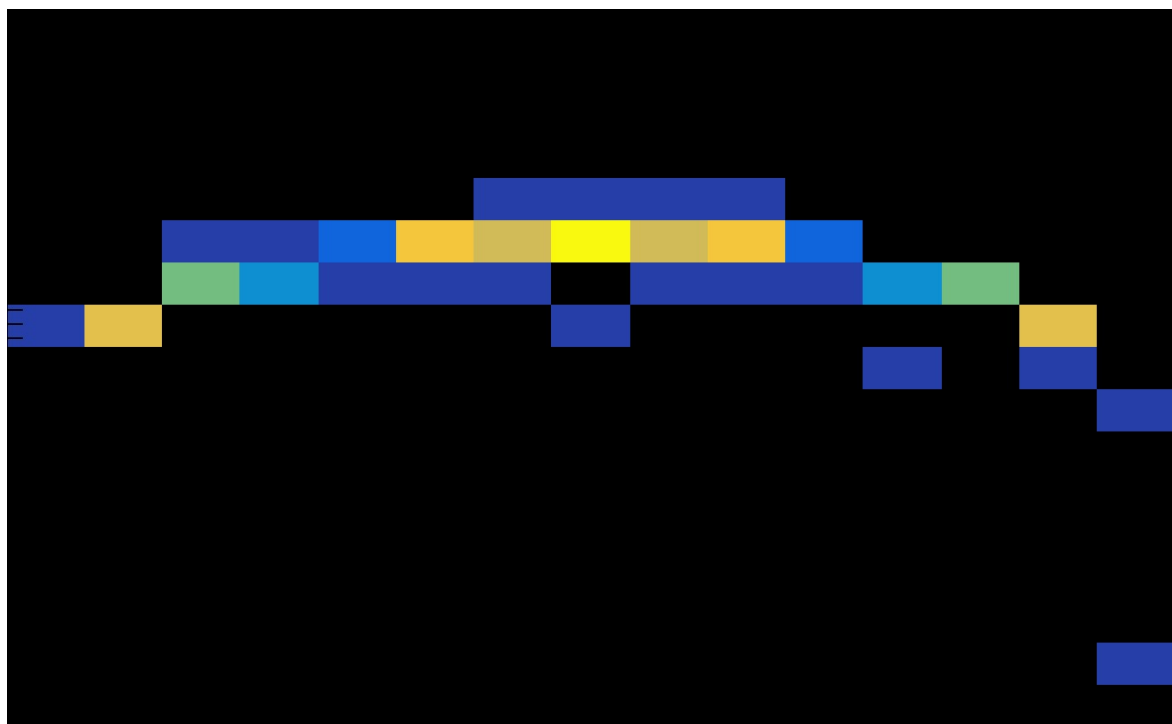
Нецентральное положение источника. GAGG



Обратное преобразование Радона

Пример получения томограммы (моделированные данные)

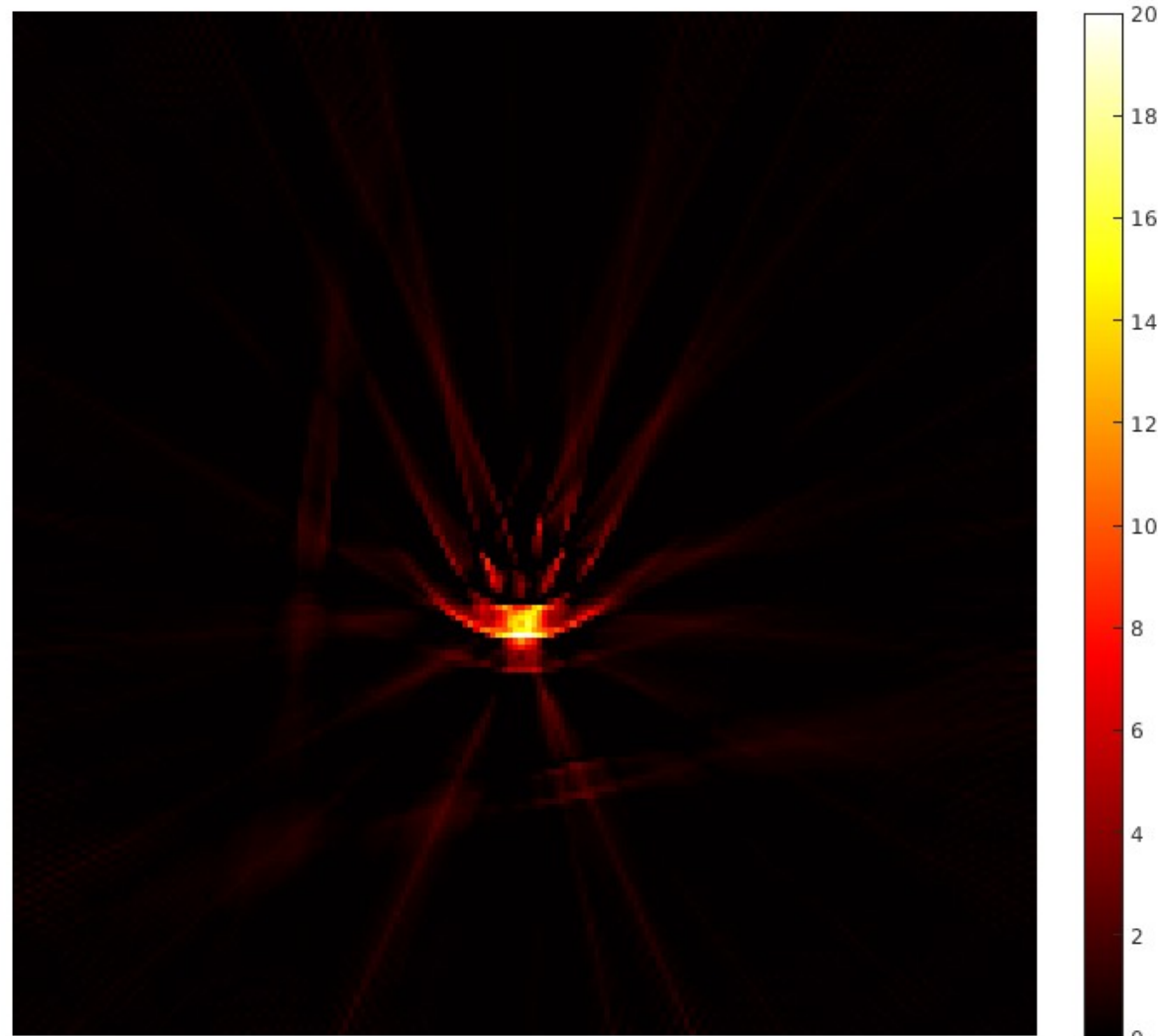
Вне центральное положение источника. BGO



Обратное преобразование Радона

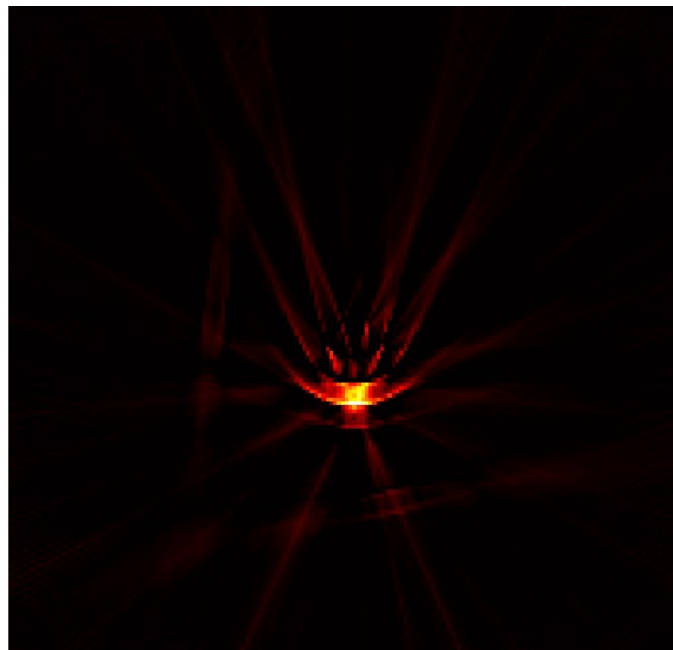
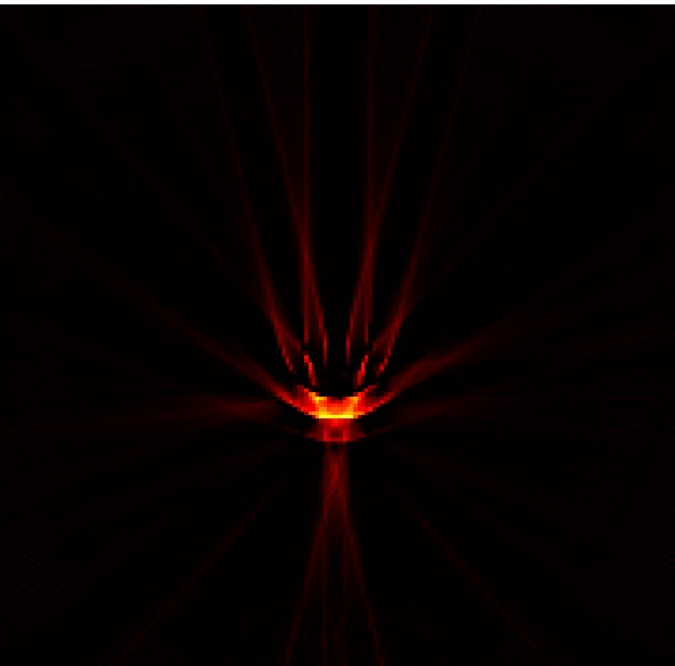
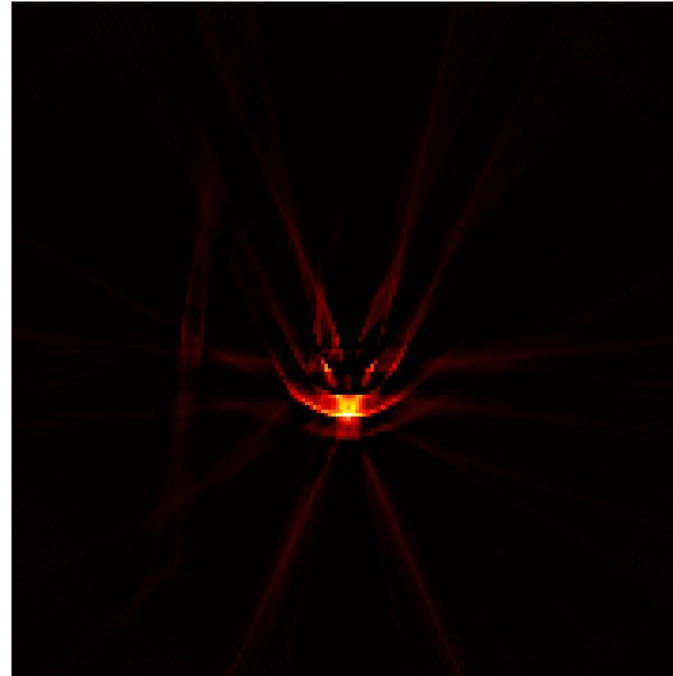
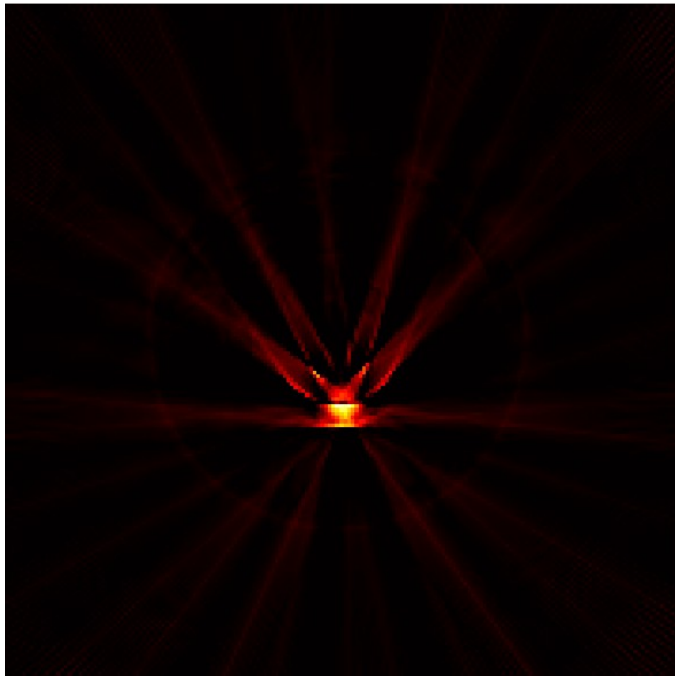
Пример получения томограммы (моделированные данные)

Вне центральное положение источника. LSO



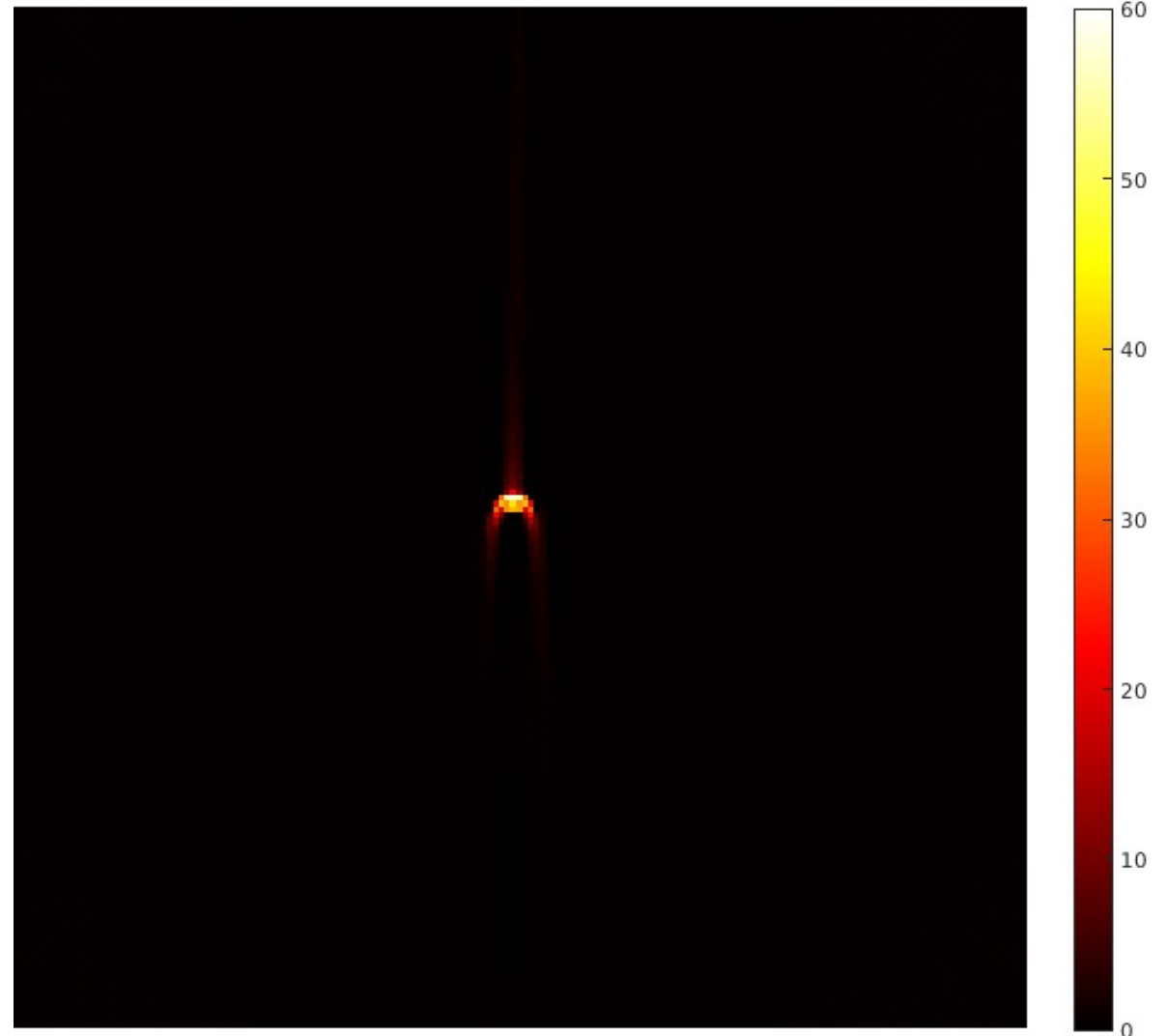
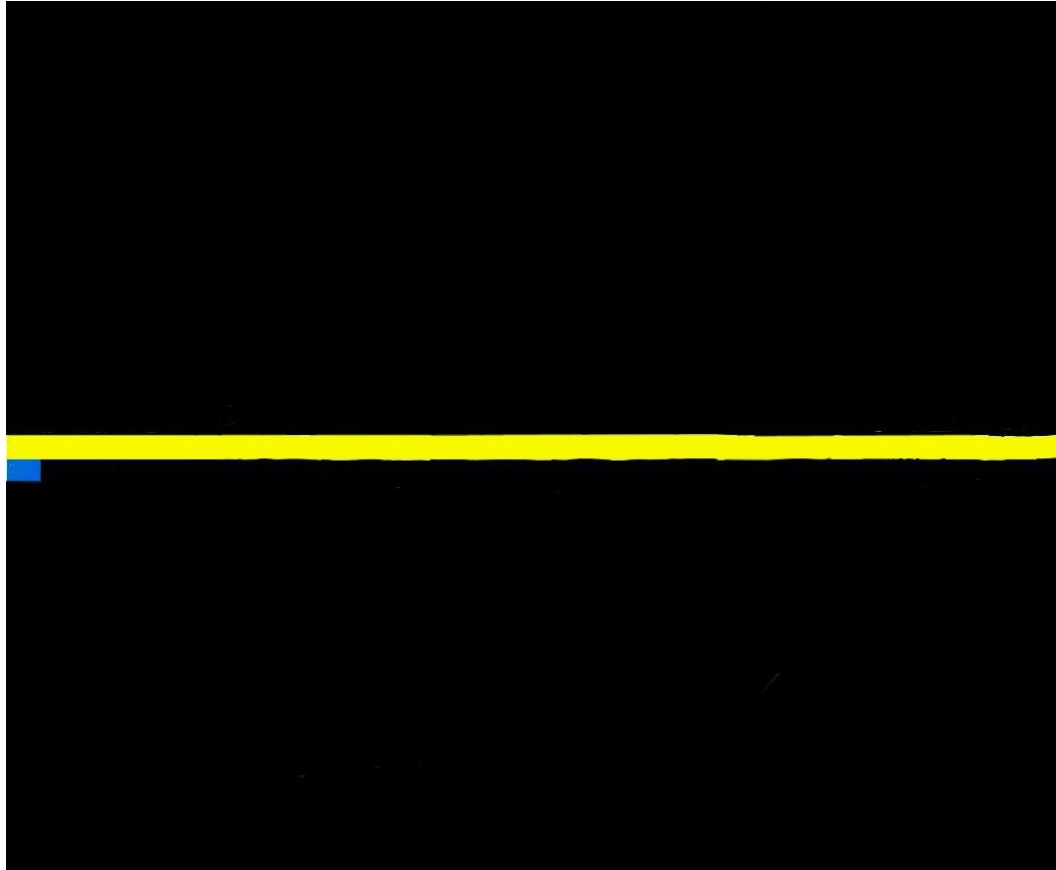
Сравнение результатов

Сравнение результатов
восстановления изображения на
основе реальных и
моделированных данных для
различных сцинтилляторов.



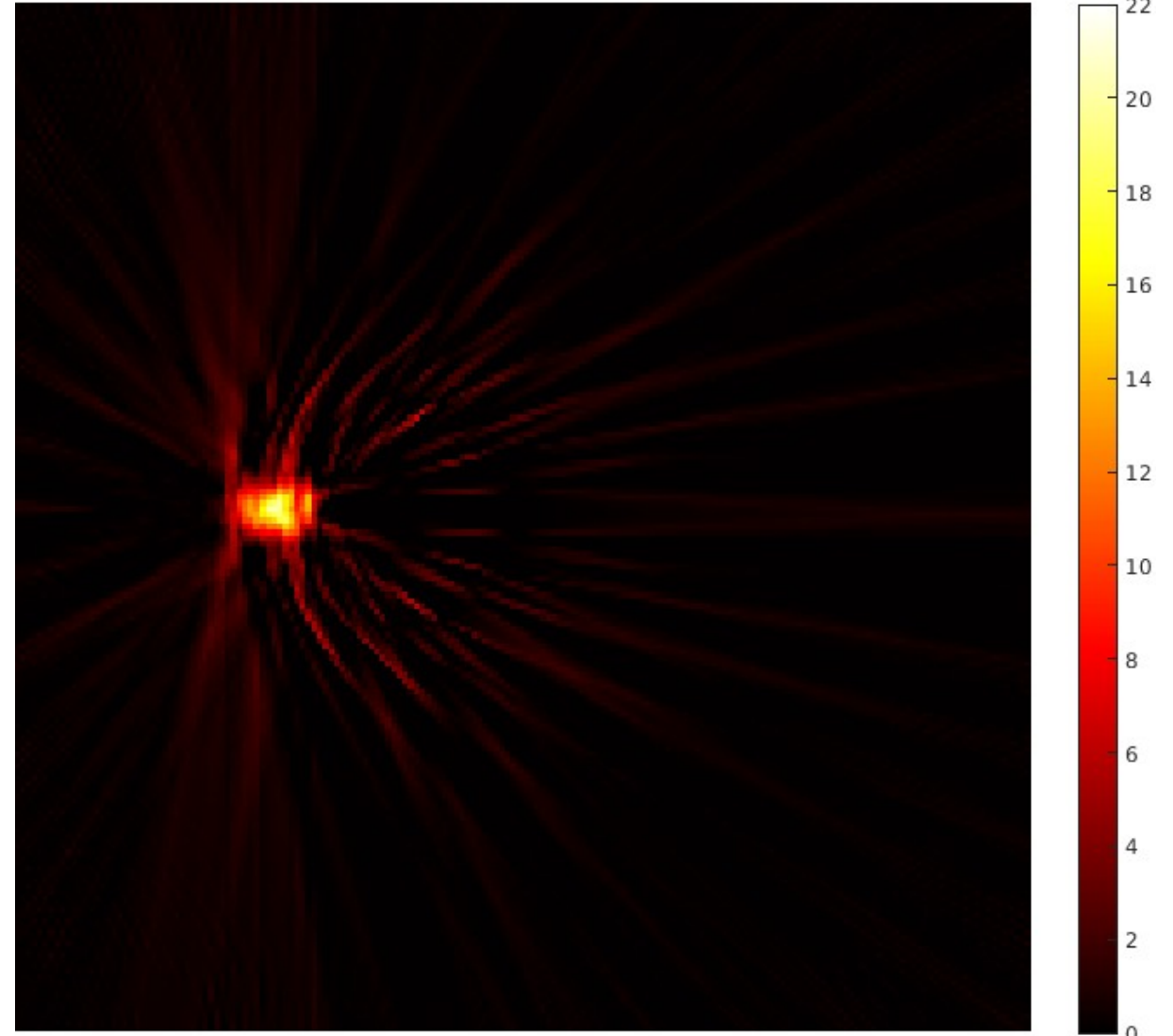
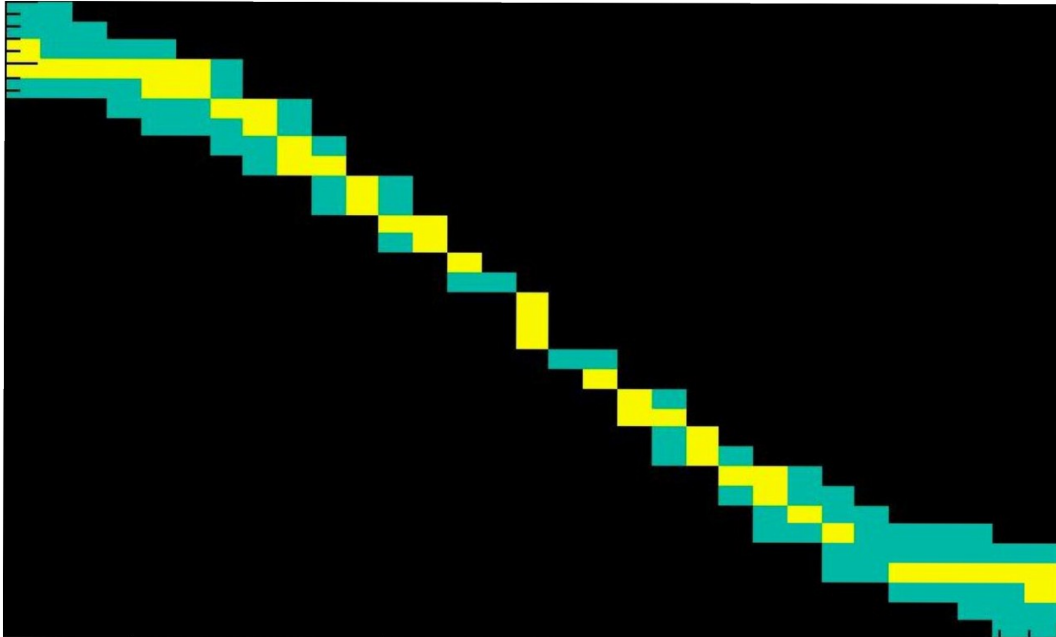
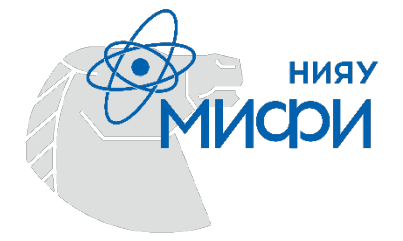
Обратное преобразование Радона

Восстановленное изображение из экспериментальных данных + моделирования
дополнительных детекторов
Центральное положение.



Обратное преобразование Радона

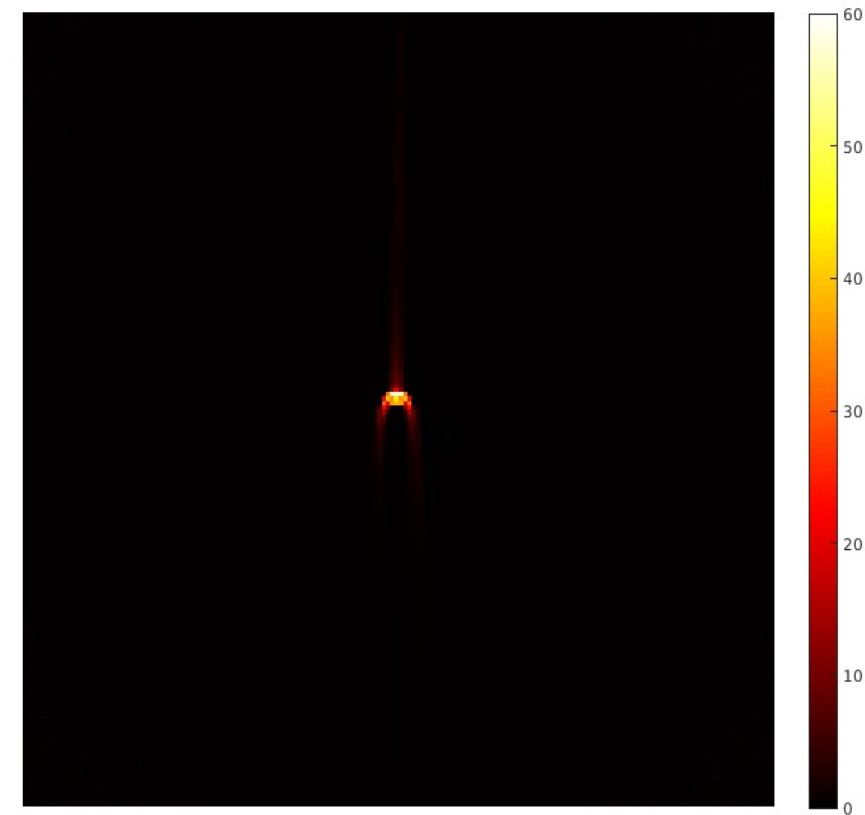
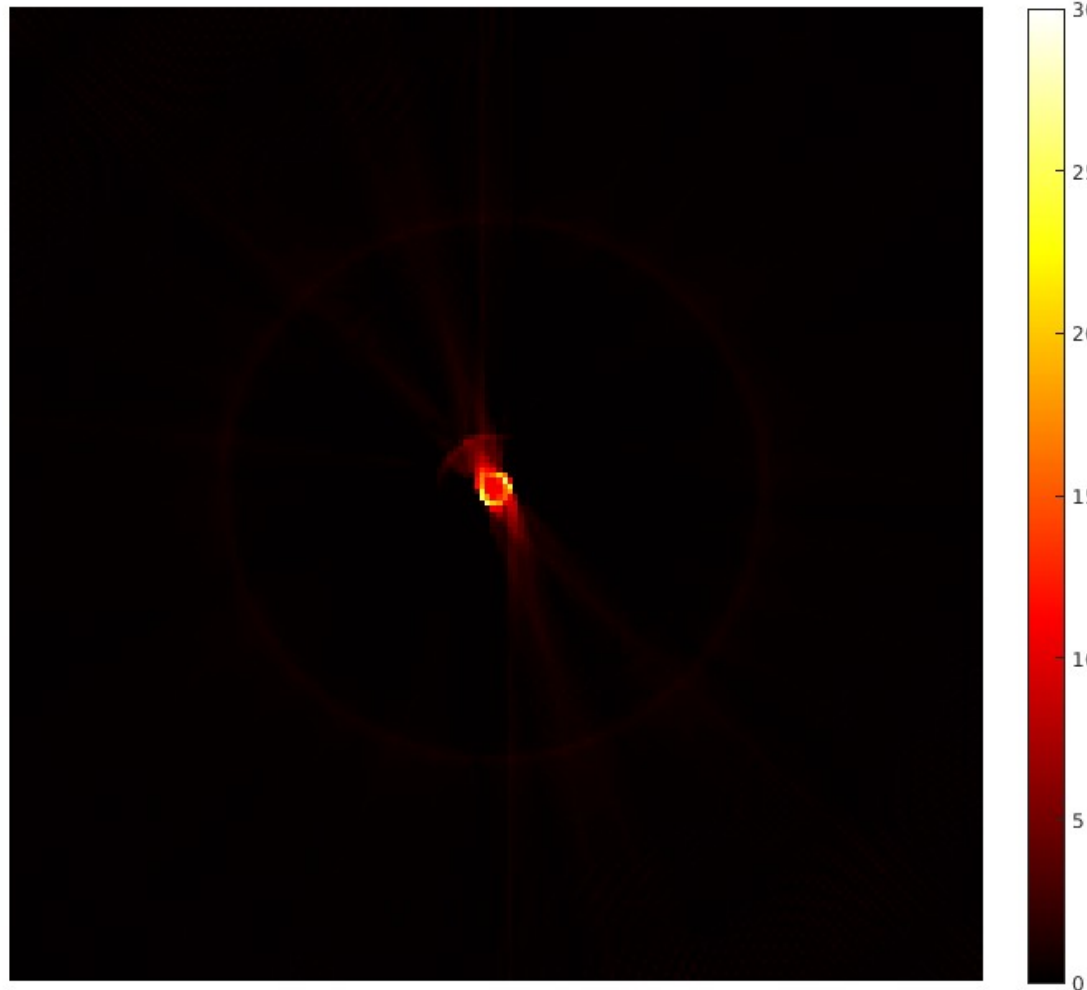
Восстановленное изображение из экспериментальных данных + моделирования
дополнительных детекторов.
Нецентральное положение.



Сравнение результатов

Сравнение результатов реальных и моделирования.

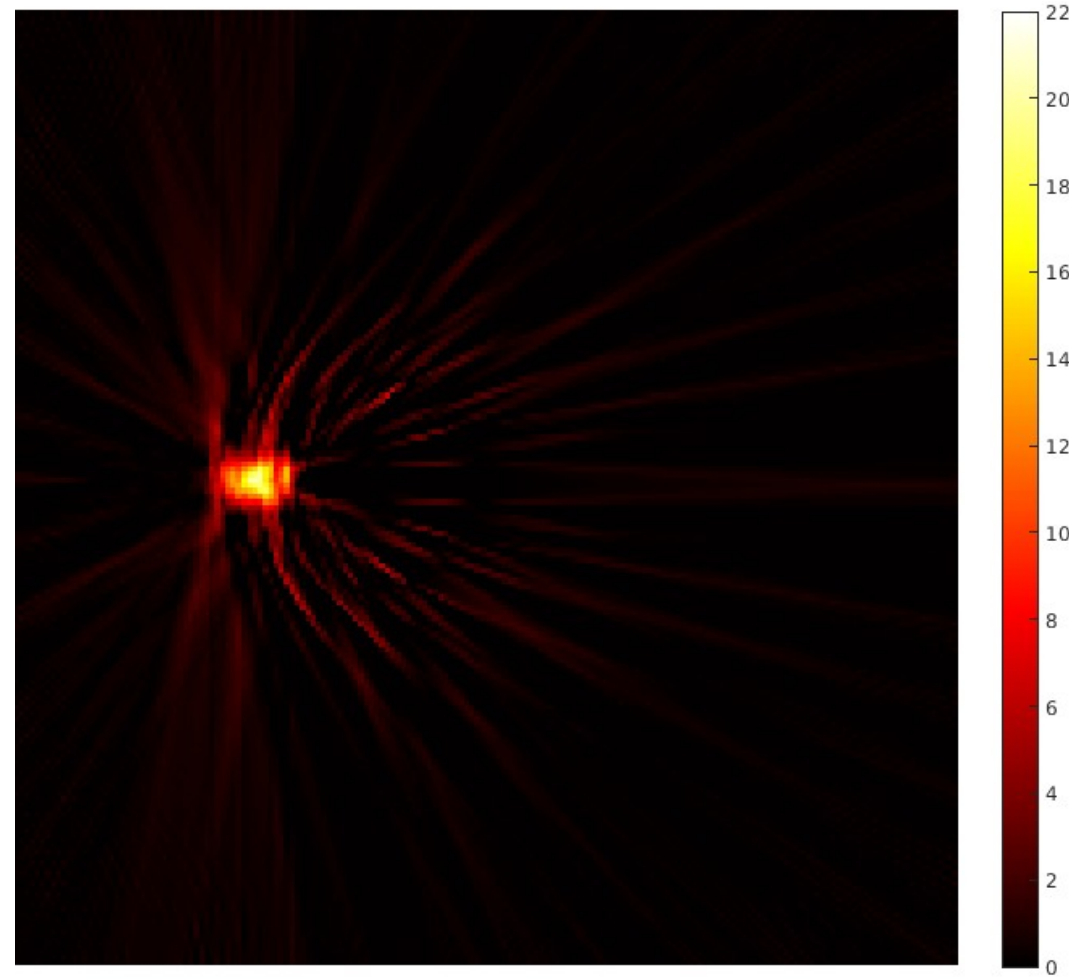
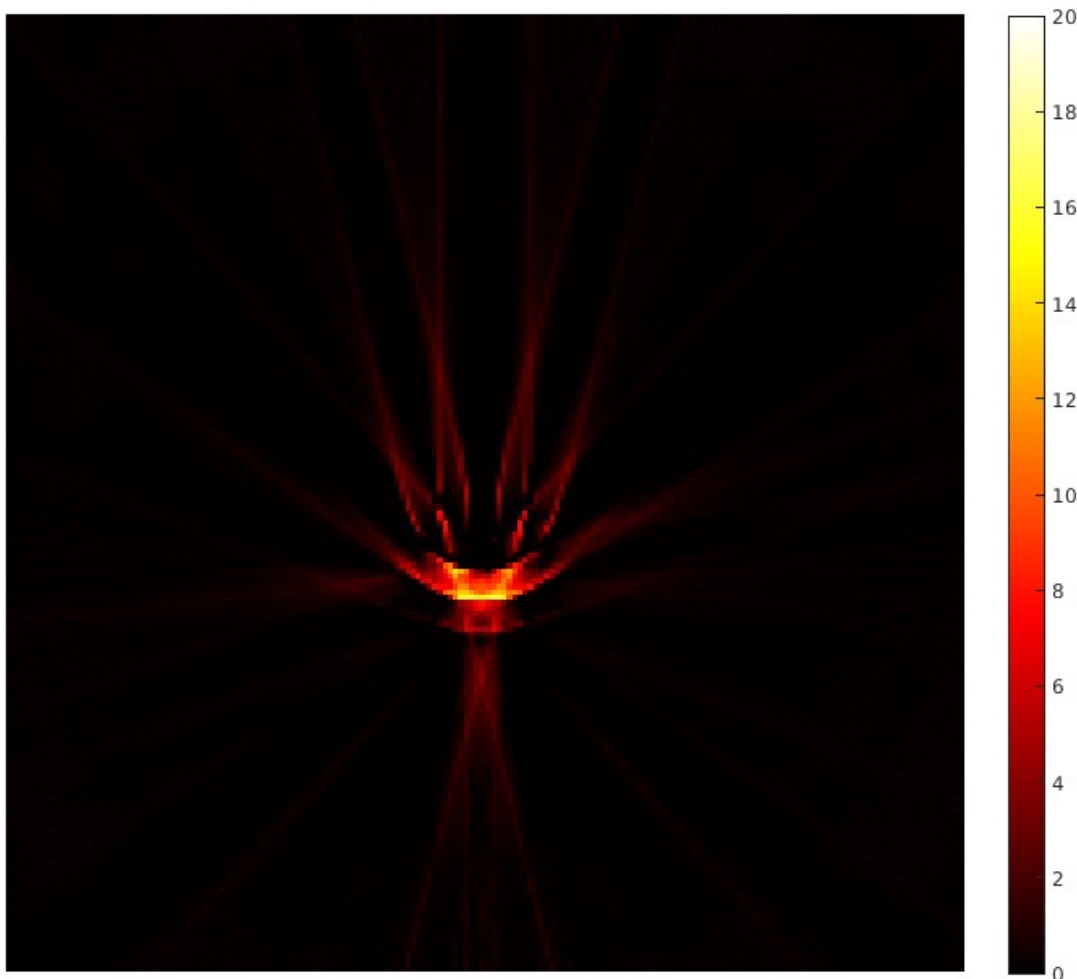
Сравнение результатов восстановления изображения. Центральное положение.
Реальные данные — слева, моделирование — справа.



Сравнение результатов

Сравнение результатов реальных и моделирования.

Сравнение результатов восстановления изображения. Нецентральное положение.
Реальные данные — слева, моделирование — справа.



Заключение

- На примере фантома изучена зависимость качества восстанавливаемого изображения от параметров функции `iradon`.Matlab.
- Восстановлено изображение из реальных результатов для двух различных положений источника. (менее 5 мм в диаметре vs 1×1,5 см восстановленное изображение).
- Восстановлено и проведено сравнение изображений для различного количества детекторов и разного вида сцинтилляторов.



Спасибо за внимание!

Преобразование Радона

Математическая постановка задачи

Рис. 6. Зондирование трехмерного объекта
(1 – источники; 2 – детекторы; 3 – объект).

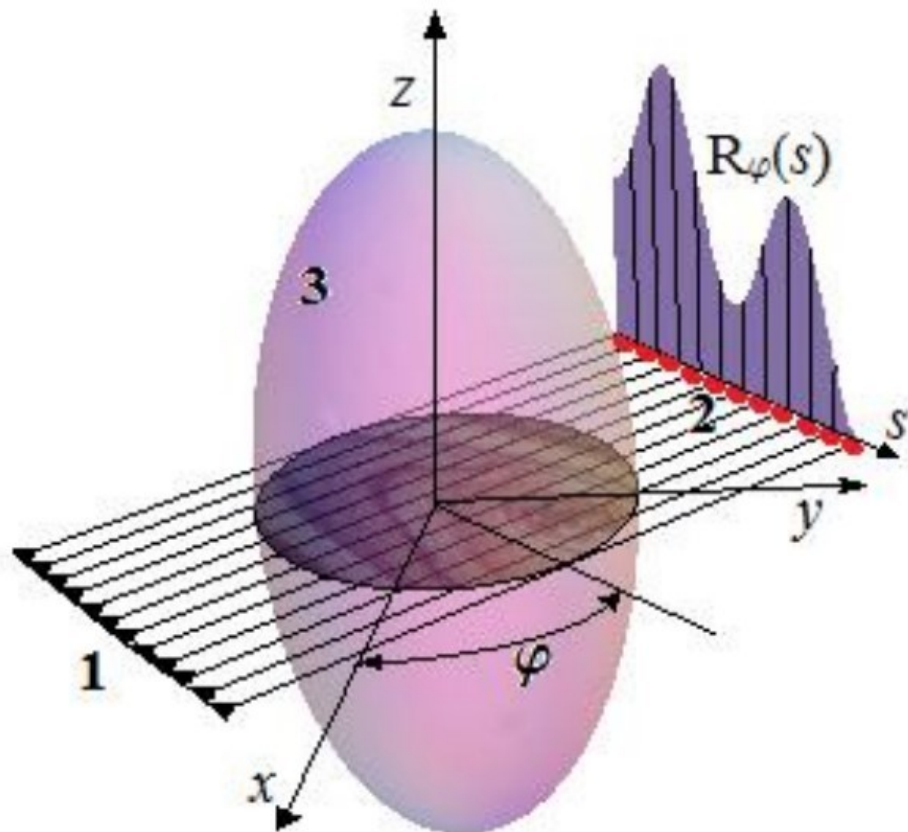
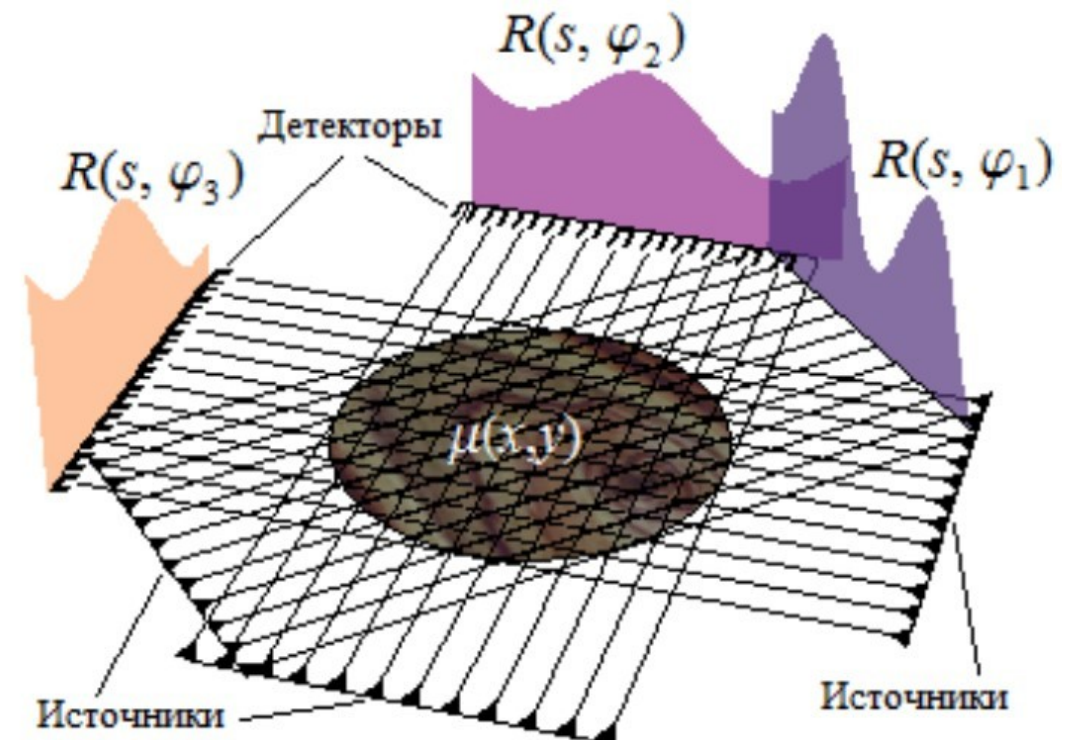


Рис. 7. Схема получения проекций
одного слоя.



Преобразование Радона

Прямое преобразование

- Преобразование Радона:

$$R(s, \varphi) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(s \cos \varphi - t \sin \varphi, s \sin \varphi + t \cos \varphi) dt$$

$f(x, y)$ – функция двух действительных переменных.

- Физический смысл состоит в том, что функция – плотность вещества (по сути, яркость точки), которая преобразуется в некую функцию, которая в свою очередь является интегральной яркостью точек в направлении .

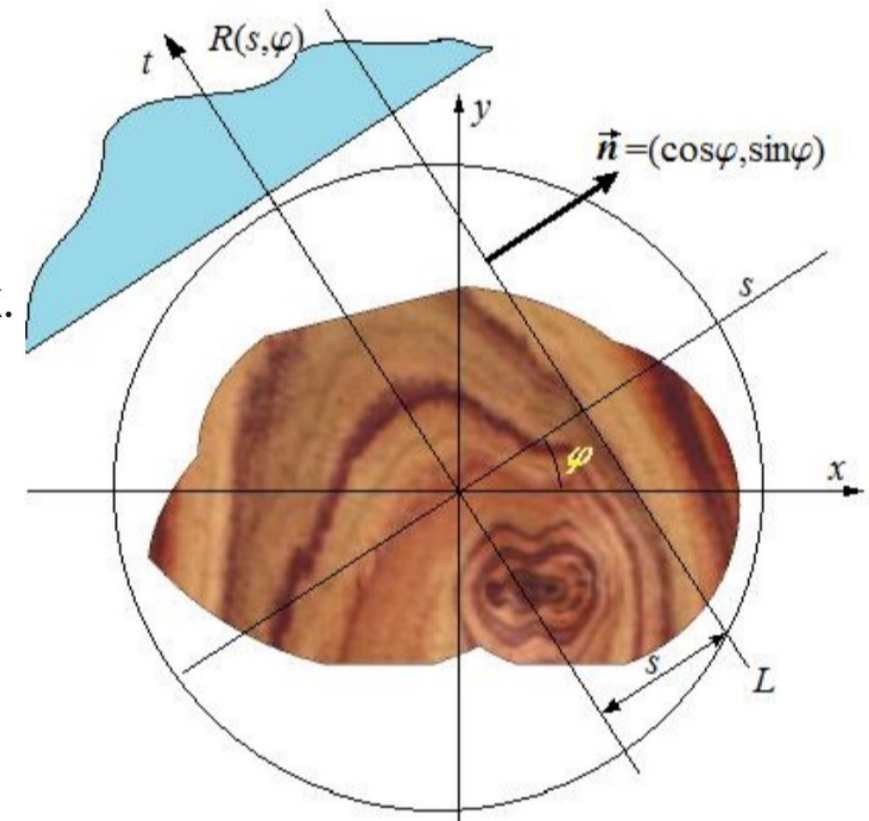


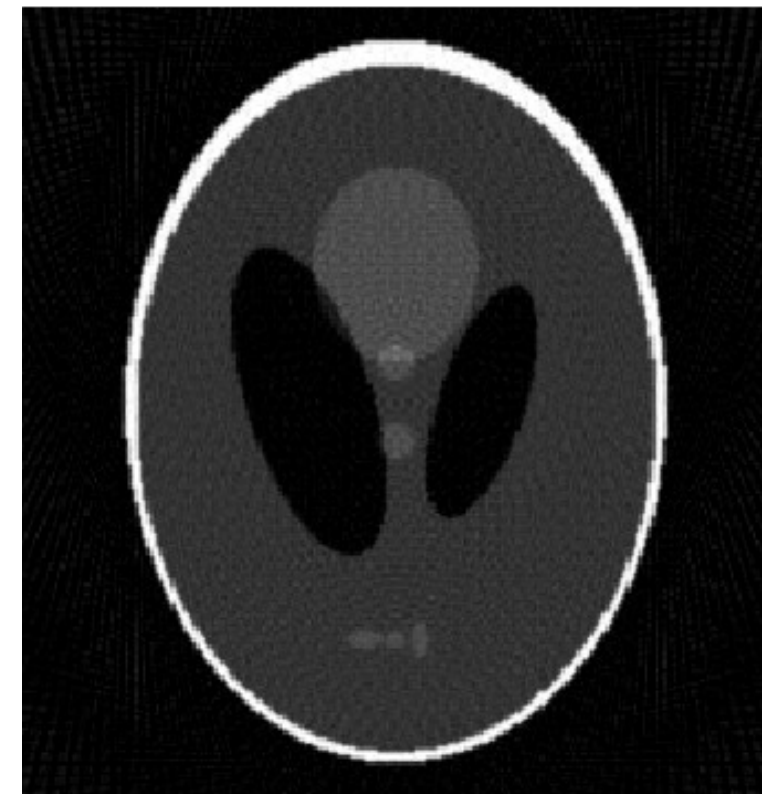
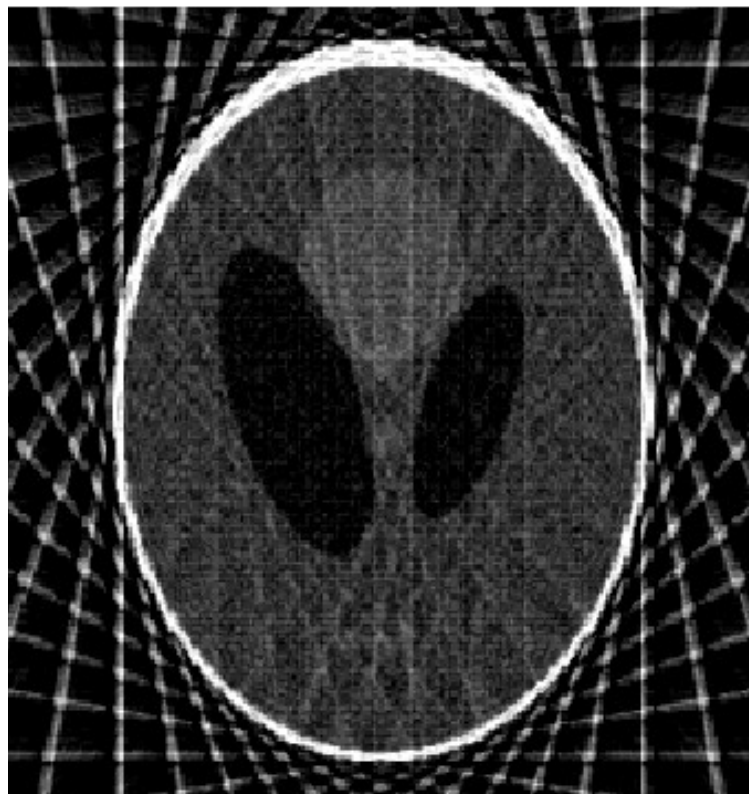
Рис. 8. К преобразованию Радона функции двух переменных.

Обратное преобразование Радона

Пример получения томограммы.

Различное количество проекций.

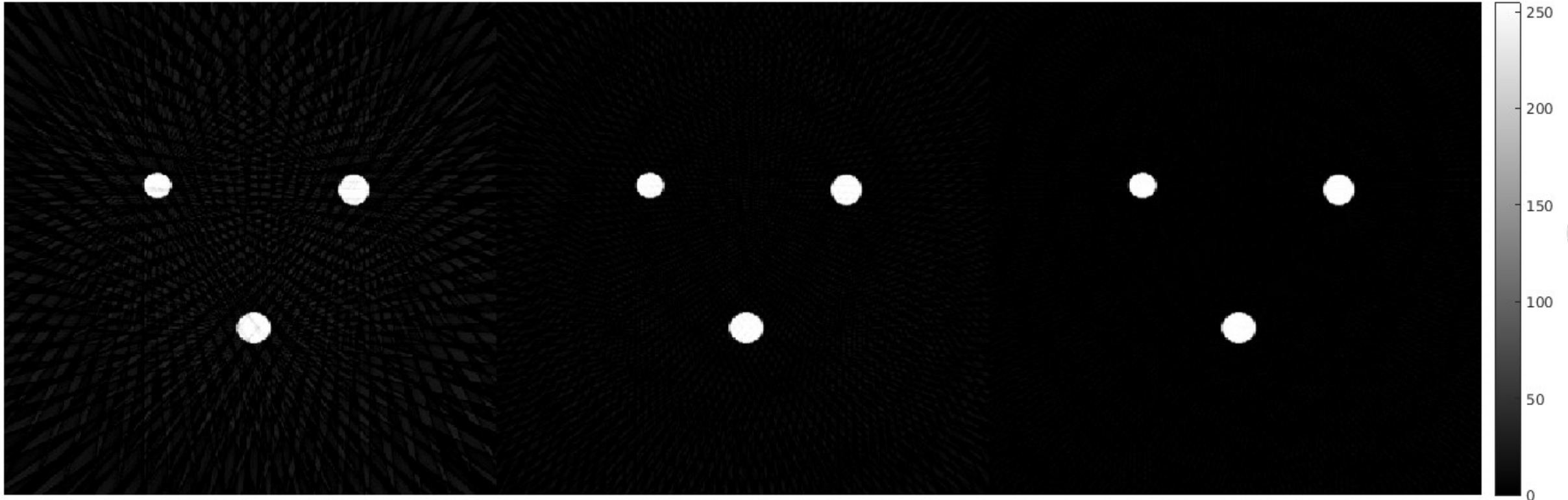
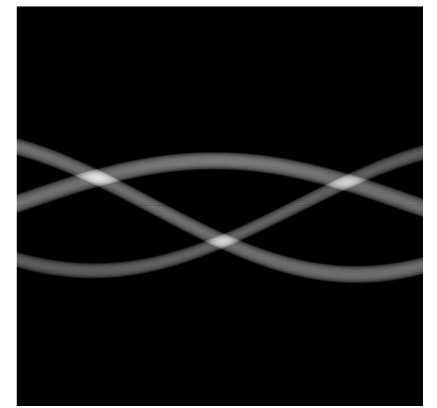
Рис. . Восстановленное изображение (томограмма) для 36 проекций (слева), 90 проекций (по центру) и 180 проекций (справа)



Обратное преобразование Радона

Пример получения томограммы (реальное изображение)

Рис. 13. Восстановленное реальное изображение из входной синограммы
Для 36 проекций (слева), 90 проекций (по центру) и 180 проекций (справа)



Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ)

Реальные примеры использования ПЭТ

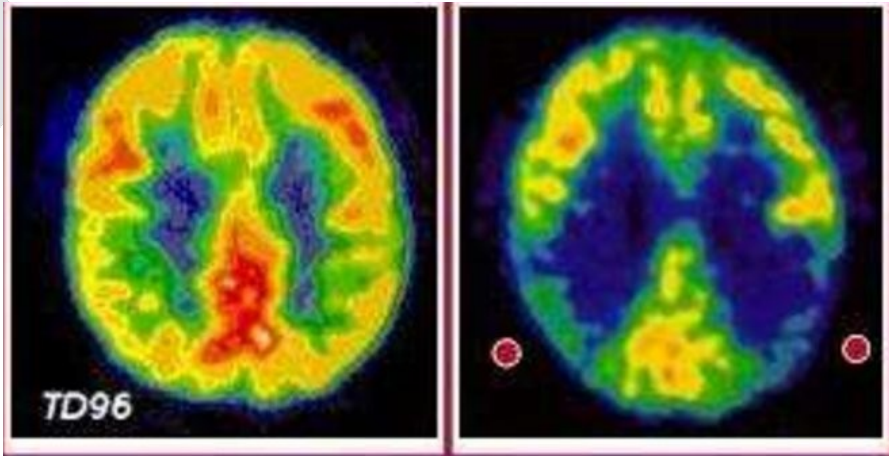


Рис. 3. ПЭТ-изображение:
- Здорового мозга (слева)
- Болезнь Альцгеймера (справа)

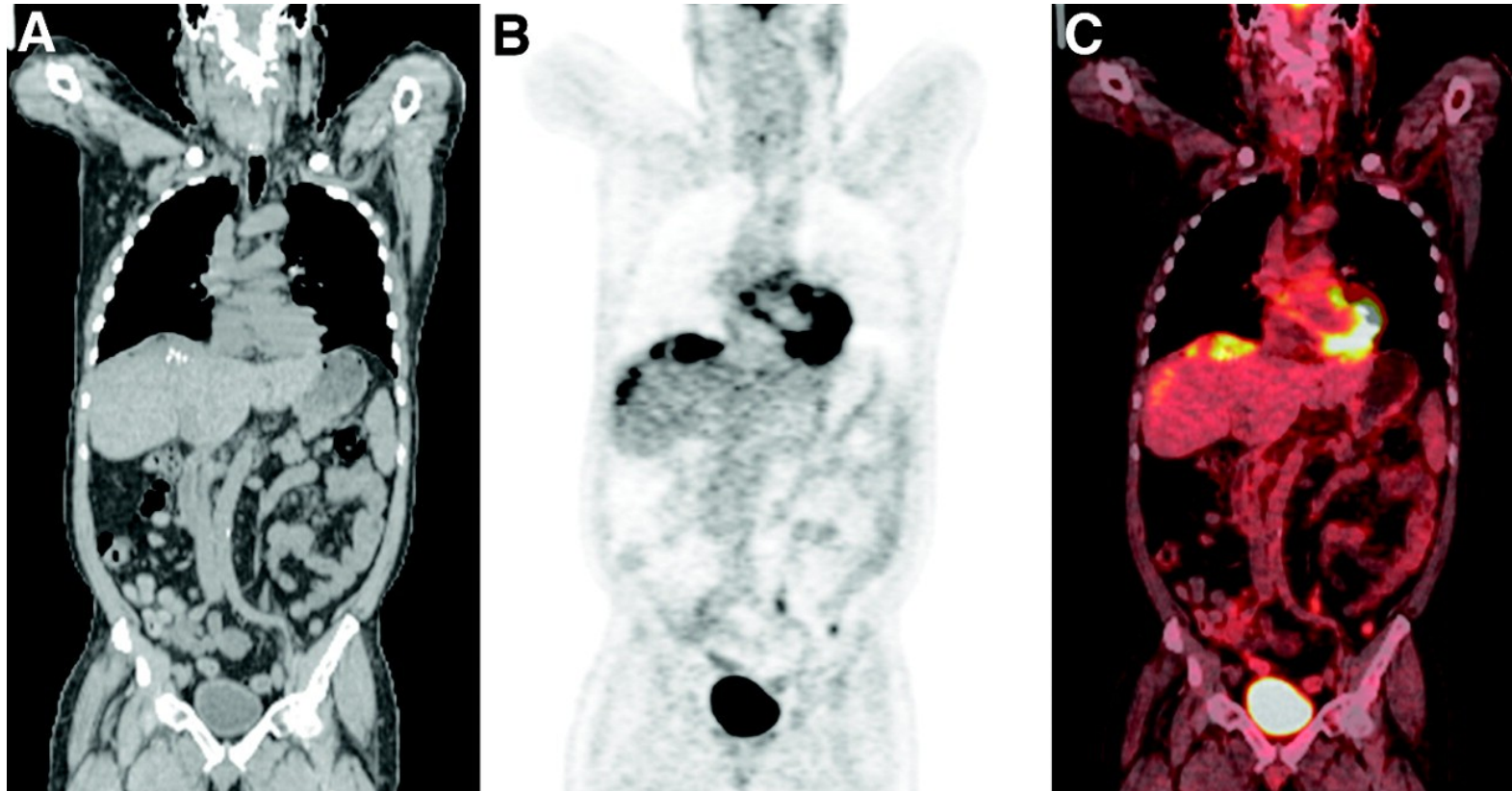
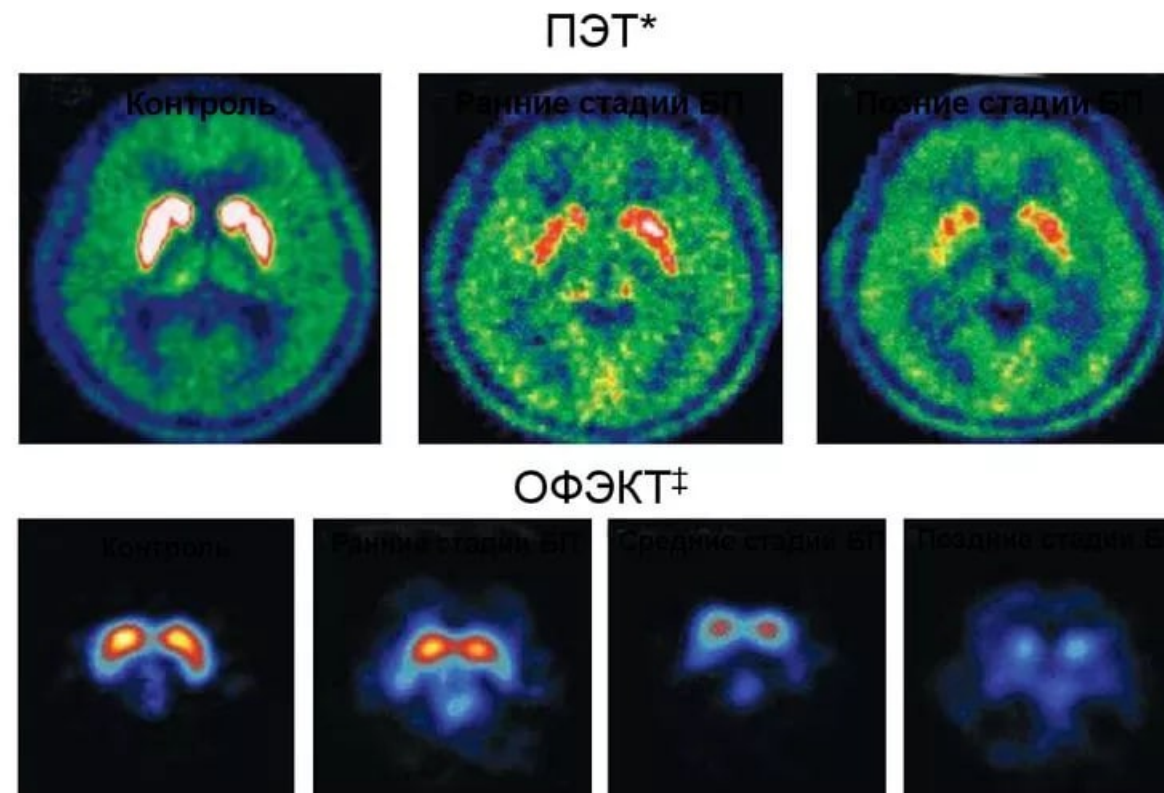


Рис. 4. А. КТ-изображение. В. ПЭТ-изображение. С. КТ/ПЭТ-изображение.

Сравнение ПЭТ и ОФЭКТ



* позитронно-эмиссионная томография с флуородопой

‡ однофотонная эмиссионная компьютерная томография с 2β-карбометокси-3β-(4-йодофенил)тропаном

Schapira AH, Olanow CW. *JAMA* 2004;291:358-64.

© 2004 American Medical Association. All rights reserved.

Рис. 5. Нейровизуализация при болезни Паркинсона

Преобразование Радона

Пример получения синограммы (реальное изображение)

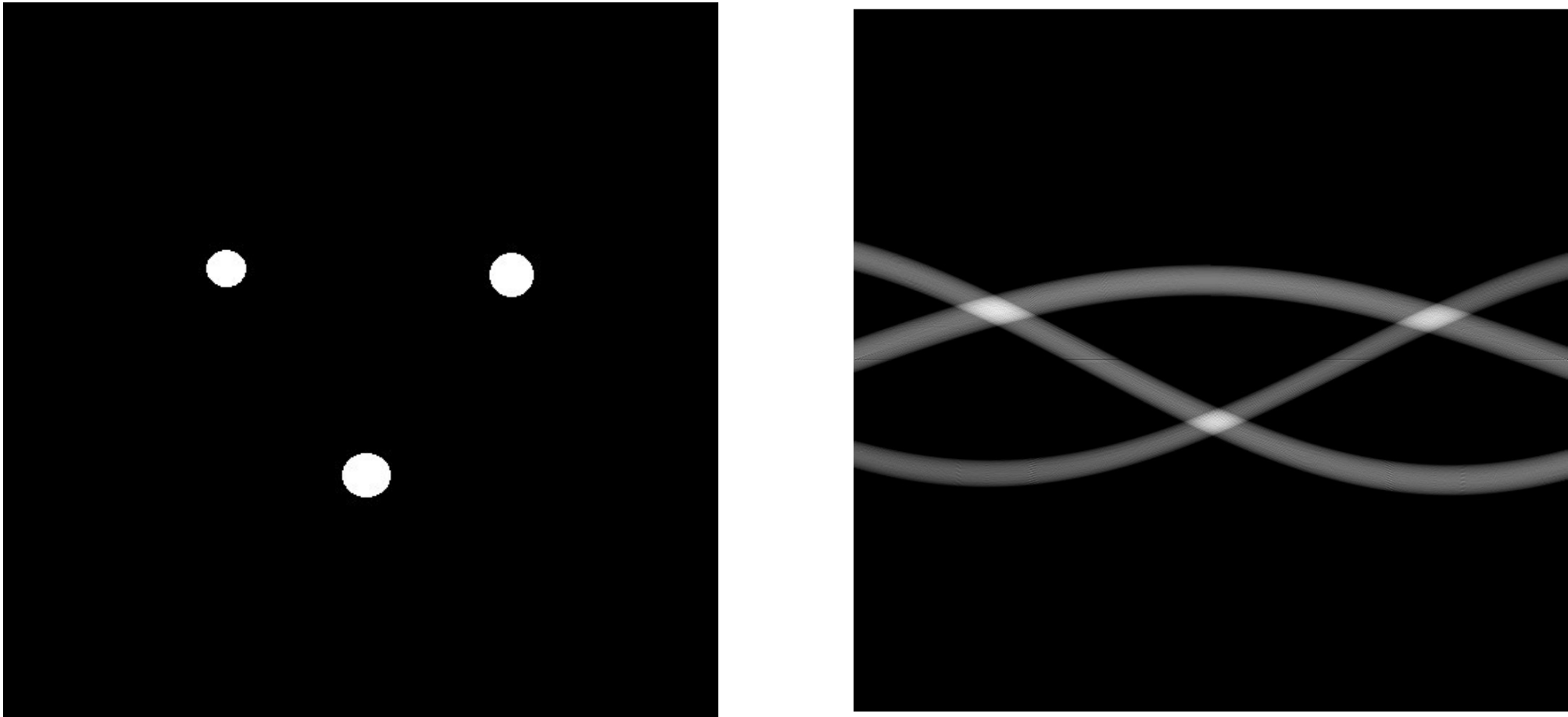


Рис. 10. Пример произвольной картинки для получения синограммы (слева) и его синограмма (справа).

Преобразование Радона

Синограмма реального источника и ее сравнение с имитационной

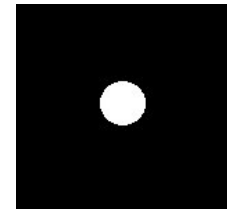
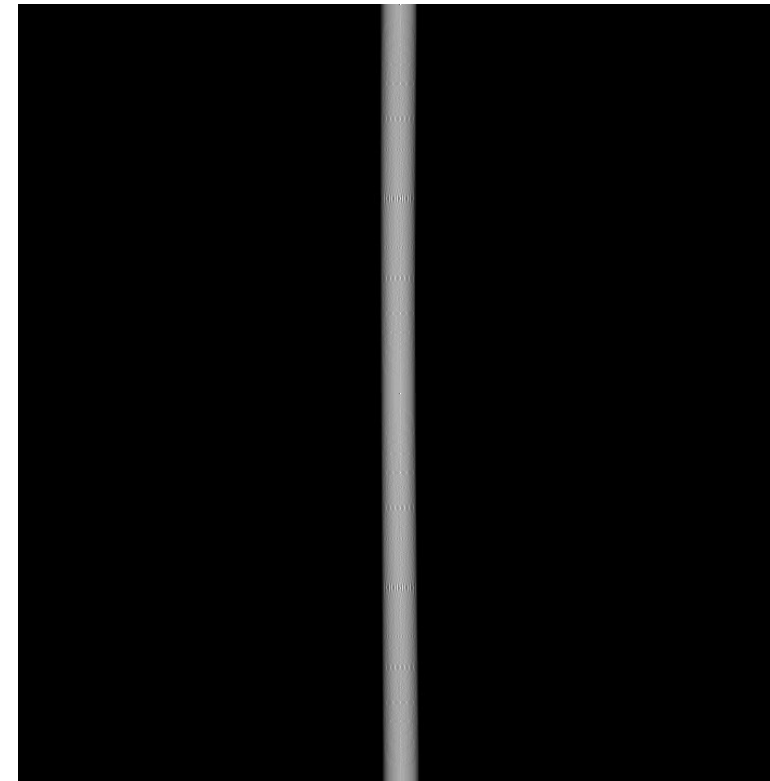
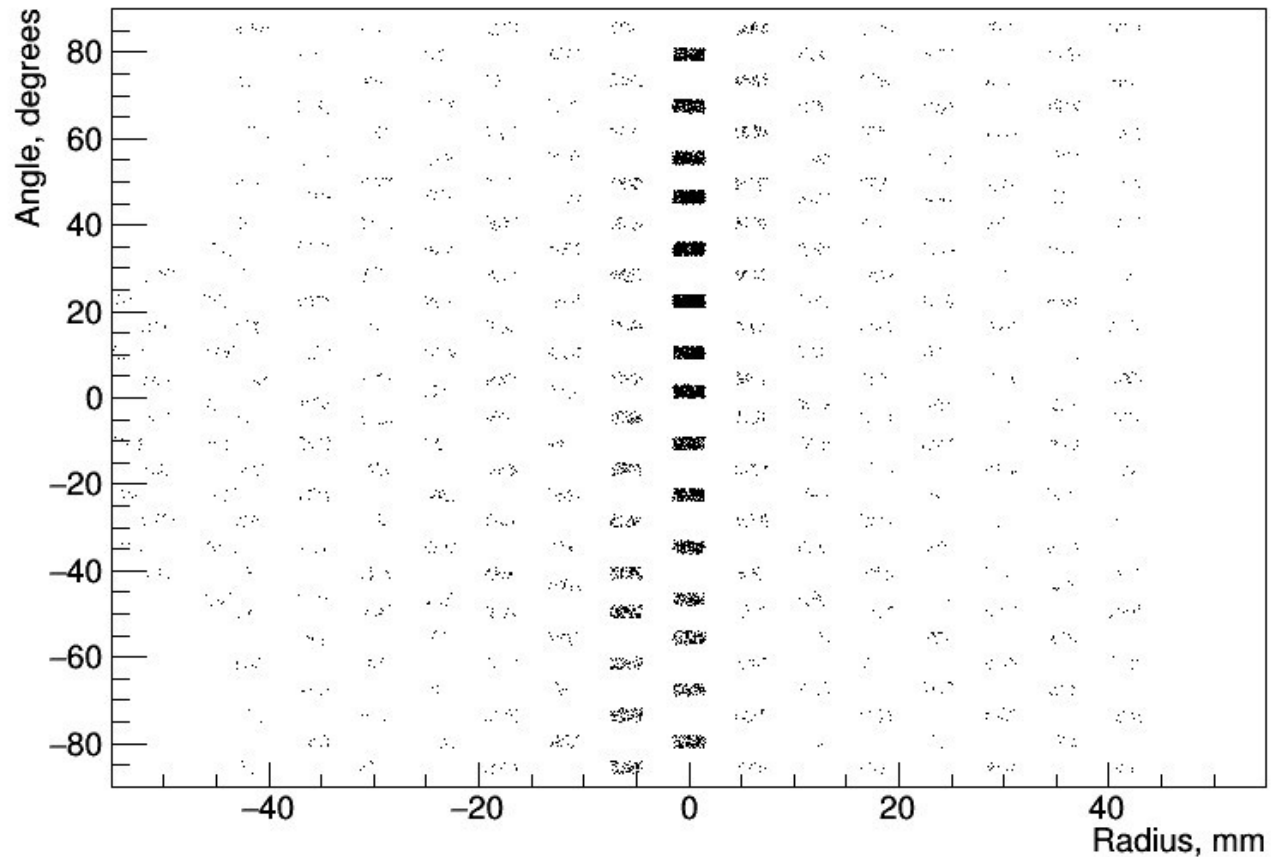


Рис. 11. Синограмма реального источника, расположенного по центру (слева) и имитация источника (справа).

Преобразование Радона

Синограмма реального источника и ее сравнение с имитационной

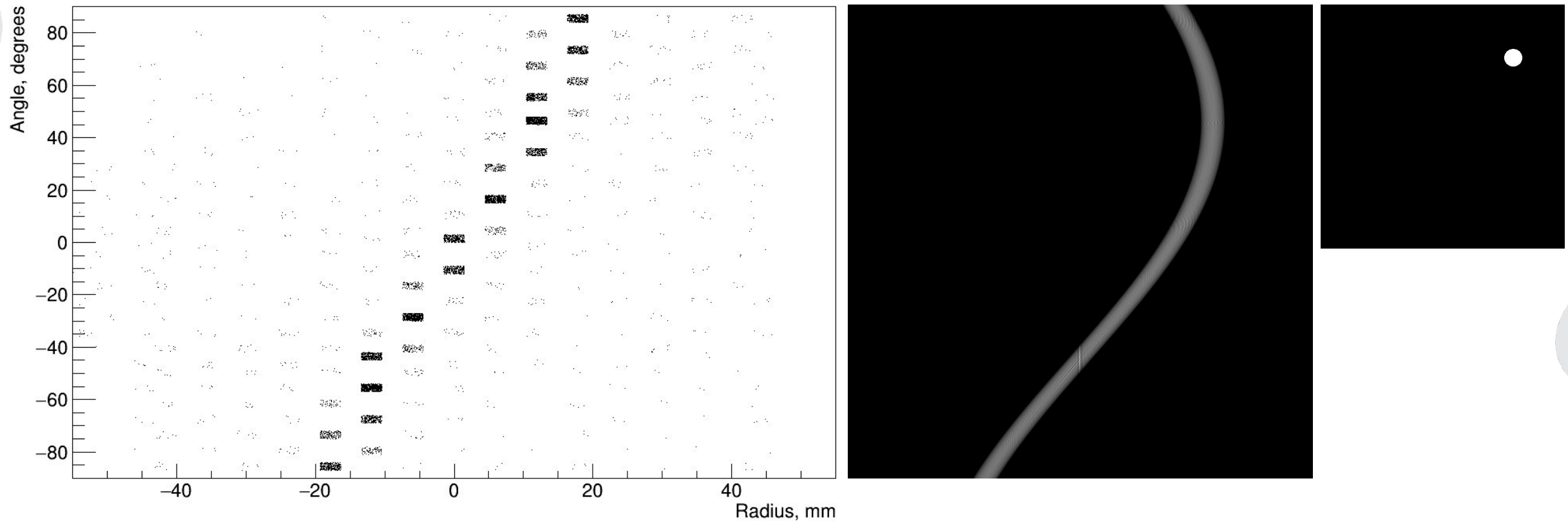


Рис. 12. Синограмма реального источника, расположенного не по центру (слева) и имитация источника (справа).