

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЯДЕРНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ МИФИ»
(НИЯУ МИФИ)

УДК 539.121.667

ОТЧЕТ
О ПРЕДДИПЛОМНОЙ ПРАКТИКЕ
**«Реконструкция изображения источника на основе данных 32-
канального миниПЭТ»**

Студент

Васильева П. Ф. _____

Научный руководитель

Дубинин Ф. А. _____

Научный консультант

Тетерин П. Е. _____

Москва

2025 г.

Оглавление

Введение.....	3
ПЭТ.....	4
Томография	6
Синограмма	7
Преобразование Радона.....	9
Прямое преобразование	11
Обратное преобразование. Метод Фурье синтеза	12
Фильтры	15
Ram-Lak фильтр	15
Shepp-Logan фильтр.....	15
Cosine фильтр	16
Hamming фильтр (Фильтр Хэмминга)	17
Hann фильтр (Фильтр Ханна)	17
Применение фильтров	19
Результаты.....	22
Заключение	23
Список используемых источников	24

Введение

В настоящее время возрастает интерес к диагностическим аппаратам, таким как ПЭТ и ОФЭКТ. В медицине повышается востребованность в их точности и большей распространенности. В связи с этим, в НИЦ «Курчатовский институт» был собран прототип ПЭТ, который в последствии должен будет улучшить точность измерений и уменьшить стоимость сборки.

Для нового ПЭТ понадобится написать новое программное обеспечение, которое позволит достаточно просто считывать полученные данные и сразу получать необходимую томограмму, в чем и состоит моя задача.

ПЭТ

На данный момент существует много различных приборов для получения томограммы. Наиболее популярными и распространенными в медицине сейчас являются ОФЭКТ- (однофотонная эмиссионная компьютерная томография) и ПЭТ- (позитронная эмиссионная томография) сканеры.

Ниже представлен макет ПЭТ-сканера, с помощью которого были проведены измерения (Рис. 1). Он состоит из сцинтилляторов (используется GAGG¹), кремниевых детекторов (SiPM²) и считывающих плат, расположенных по кругу. В качестве источника использовался $^{44}_{22}\text{Ti}$.

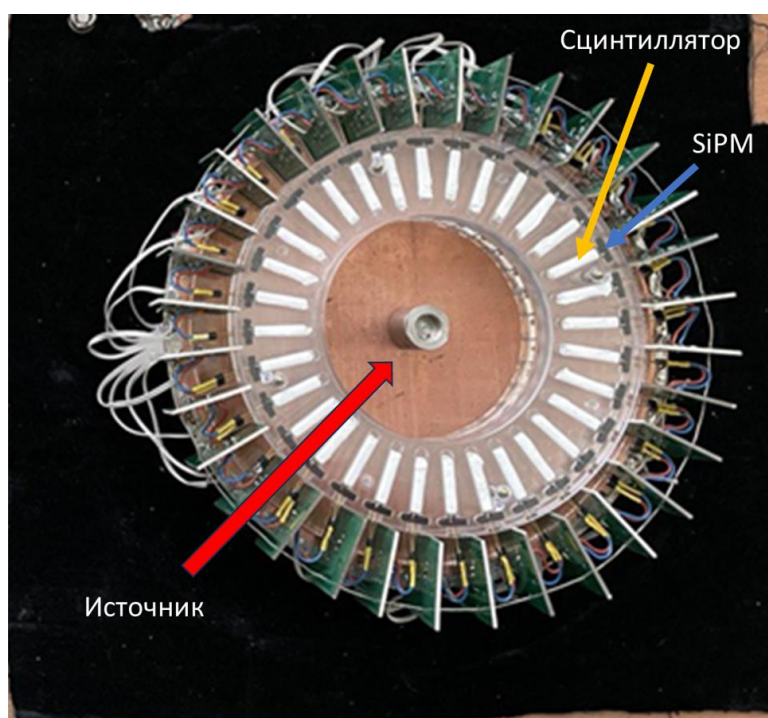


Рис. 1. Макет ПЭТ.

Основной принцип работы ПЭТ состоит примерно в следующем (Рис. 2). Пациенту вводят препарат, содержащий β^+ -активное вещество и большое количество глюкозы, чтобы он сконцентрировался в новообразованиях.

¹ Гадолиний-алюминий-галлиевый гранат, активированный ионами церия (GAGG(Ce)).

² SiPM (кремниевый фотоумножитель) — полупроводниковый фотодетектор, чувствительный к единичным фотонам.

Активное вещество испускает позитрон, который аннигилирует с электроном среды, в результате чего вылетают два γ -кванта под 180° :

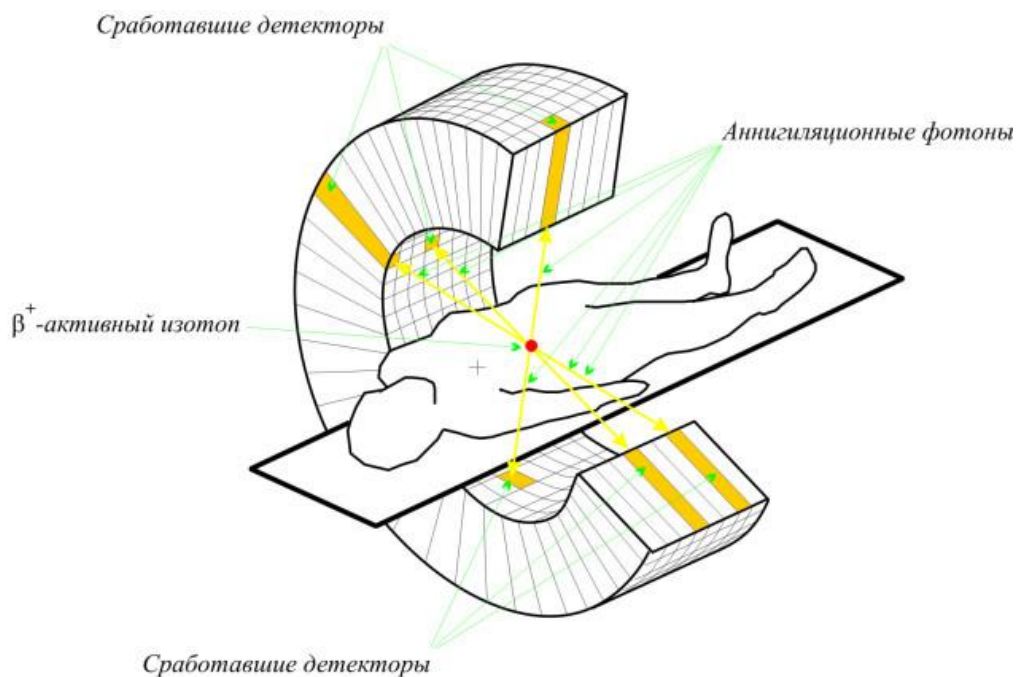


Рис. 2. Принцип работы ПЭТ.

$$e e \rightarrow \gamma \gamma$$

Преимущества ПЭТ:

- Высокая диагностическая точность.
- Одно исследование заменяет собой несколько видов диагностики.
- Возможность охватить все органы в одном исследовании.
- Диагностика заболеваний на ранних стадиях.

Также, в ПЭТ исследованиях используются радиоактивные изотопы с очень малым периодом полураспада, благодаря чему они выводятся из организма за несколько часов, тем самым снижая лучевую нагрузку на организм (нагрузка получается меньше, чем при КТ) [1].

Основным недостатком ПЭТ-сканеров является их стоимость.

Томография

Томография – это достаточно большой раздел математики, отвечающий за восстановление изображений, с помощью набора массива данных [2]. Существуют много различных видов томографии и для каждого вида существует еще несколько алгоритмов по восстановлению изображения.

Допустим у нас имеется двумерный массив чисел, в котором числа могут быть произвольными. Этот массив можно изобразить на картинке. Для выявления максимального контраста удобно определить минимальное и максимальное значения в массиве, запомнить их, а на картинке показывать числа в интервале от 0 до 1 после линейного преобразования массива. Так удобно делать по той причине, что шкала соответствия значений в массиве цветам на картинке имеет стандартный вид.

Но можно делать и наоборот. Из имеющейся картинки получить двумерный массив чисел.

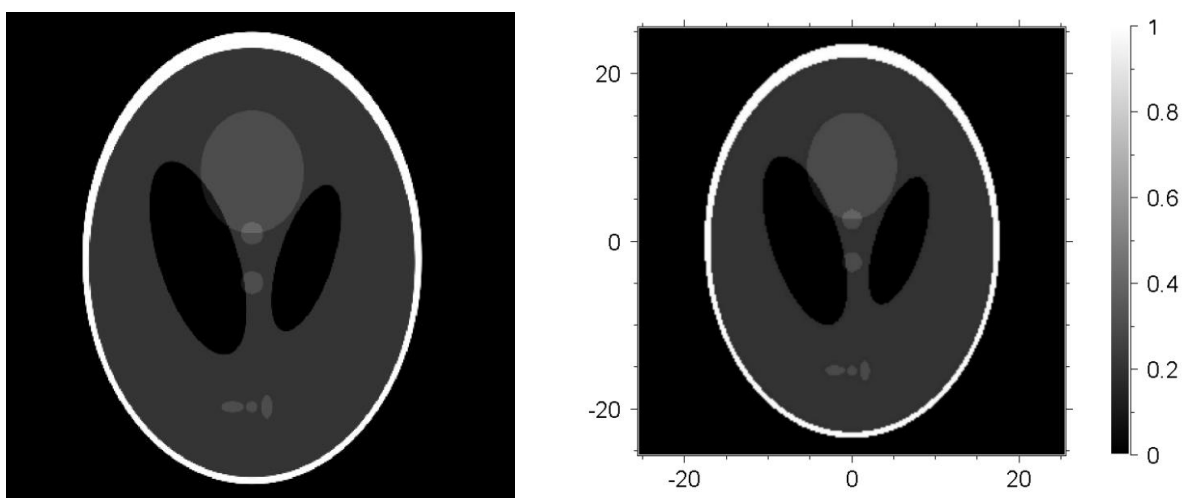


Рис. 3. Картинка (слева) и изображение числового массива (справа).

На Рис. 3 слева показано изображение размером 512×512 пикселей в png формате. Справа изображен числовой массив стандартного вида, полученный из байтов первого изображения, в интервале от 0 до 255, перерисованный снова в изображение.

Следует отметить, что рисунок или изображение – это один из многих источников создания двумерного массива чисел. Именно двумерный массив чисел нас интересует. Его можно создавать разными способами, в том числе

посредством измерения приборами. Нам не важно, как конкретно создан массив чисел.

Следующим шагом является вращение полученного массива данных. При практическом использовании томографии двумерного массива чисел нет, его как раз необходимо получить. Есть объект, который просвечивается насквозь, и вращается именно объект. Исследование объекта подобным образом и дает нам информацию для томографии. Но математически мы можем заменить объект числовым массивом и его тоже можно вращать.

Синограмма

Томография – это метод преобразования одного набора данных в другой набор данных. На входе для этого метода дается синограмма. А на выходе получается томограмма. Синограмма содержит информацию о проекциях объекта при его вращении с постоянным шагом в интервале от 0 до 180 градусов. Проекция представляет собой одномерный массив, каждая точка в котором равна сумме значений двумерного массива по другому направлению.

Математически наш объект представляет собой двумерный массив чисел. На экране компьютера картинка имеет горизонталь и вертикаль. Проекция может быть горизонтальной, в каждой точке которой записаны суммы всех точек массива по вертикали (или наоборот).

Синограмма – это снова двумерный массив, но его размерность иная. По горизонтали она совпадает с исходным массивом. То есть если исходный массив имел размер 512×512 , то будет 512. А по вертикали размер равен числу проекций. Например, если вращение идет с шагом 2 градуса, то будет всего 90 проекций. А массив будет иметь размер 512×90 .

В этом месте надо установить связь между математикой и реальной жизнью, на примере медицины. С математической точки зрения синограмма содержит сумму всех точек массива по одному направлению. И это важно. В медицине просвечивают объект плоской волной, например, рентгеновского излучения, и измеряют ослабление интенсивности лучей в каждой точке плоского фронта.

Считается, что ослабление происходит по экспоненциальному закону, а аргументом экспоненты является интеграл от функции $f(x, y)$ по второму аргументу, то есть вдоль направления лучей со знаком минус. Функция $f(x, y)$ представляет собой произведение коэффициента поглощения на плотность материала.

Именно функция $f(x, y)$ и интересует медиков. Но вместо нее мы получаем интеграл по второму аргументу. Этот интеграл получается после логарифмирования данных интенсивности и смены знака на противоположный.

Проведем небольшую аналогию с математикой. В математике суммируются точки, в томографии мы получаем сумму проекций в результате измерений. Если в процессе измерения мы не получаем сумму после логарифмирования, то применять томографию нельзя.

В результате определенных преобразований, о которых будет рассказано ниже, мы получаем синограмму из проведенных измерений. Уже из полученной синограммы получается томограмма (желаемое изображение). В зависимости от частоты вращения, мы получаем разные результаты для восстановленного изображения из синограммы (Рис. 4).

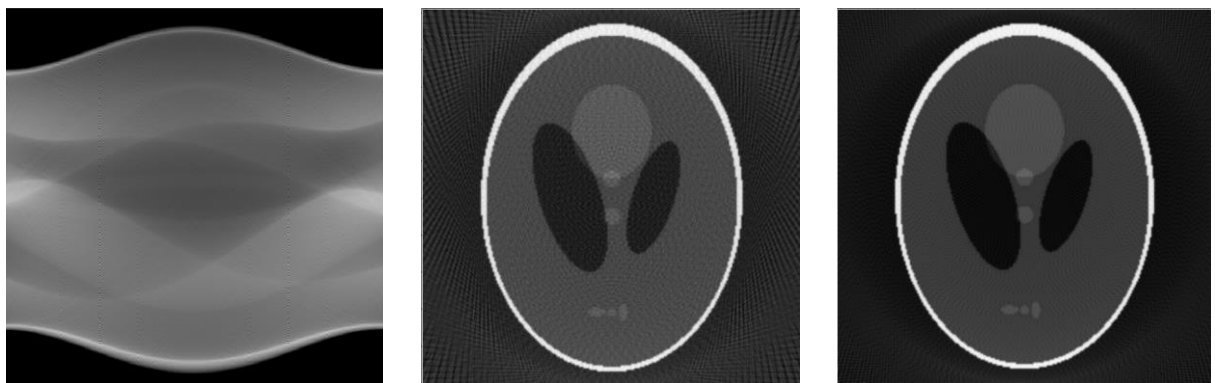


Рис. 4. 1 – синограмма; 2 – томограмма (число проекций 90); 3 – томограмма (число проекций 180).

Преобразование Радона

Метод восстановления изображения посредством преобразования Радона является одним из самых точных, простых и широко-распространенных, особенно в области томографии.

При исследовании внутренней структуры объекта его просвечивают излучением. Просвечивая тело с одного направления, получают плоское (двумерное) теневое изображение трехмерного тела. Просвечивая тело с другого направления, получают другое теневое изображение тела и дополнительную информацию о его внутренней структуре. Просвечивая тело еще с одного направления, получают новую информацию и т.д. Имея большое количество проекционных снимков с различных направлений, можно с достаточной степенью точности восстановить внутреннюю структуру объекта, а точнее функцию плотности поглощения излучения.

Задачей томографии является восстановление трехмерной функции $\mu(x, y, z)$ плотности поглощения излучения. [3] В такой постановке задача весьма сложна и в классической томографии трехмерный объект представляют в виде набора тонких срезов. Внутри каждого среза плотность μ считают функцией только двух переменных. При исследовании систему источники-приемники устраивают таким образом, чтобы регистрировать только данные на лучах, лежащих в плоскости среза. Схема сканирования одного слоя представлена на Рис. 5.

Детекторы регистрируют данные и, полученная по ним функция R , зависит от одной переменной s (при фиксированном направлении зондирования, определяемом углом φ). Восстановить по одной проекции $R_\varphi(s)$ функцию двух переменных $\mu(x, y)$ невозможно. Для того, чтобы получить набор данных, достаточный для восстановления, применяют зондирование объекта с различных направлений, варьируя угол φ . Поворачивая систему «источники – детекторы», получают множество проекций $R(s, \varphi)$ слоя (параметр φ обозначает угол зондирования), по которым можно восстановить двумерную функцию $\mu(x, y)$. Схема сканирования слоя с

различных направлений показана на Рис. 6.

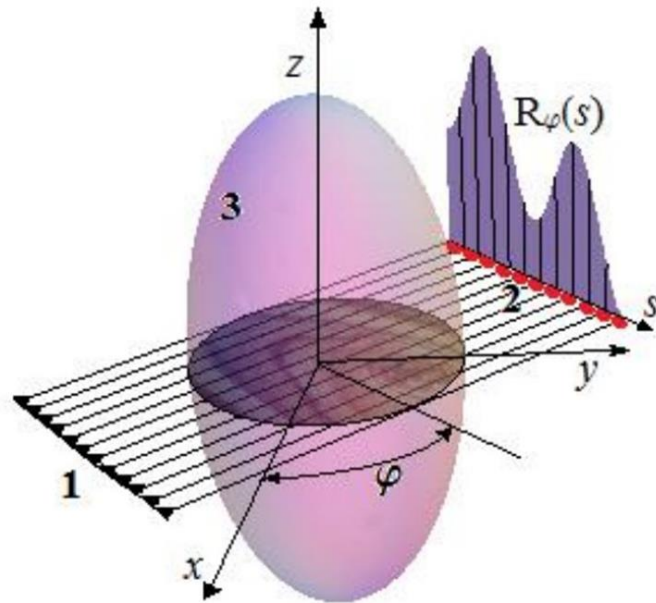


Рис. 5. Зондирование трехмерного объекта (1 – источники; 2 – детекторы; 3 – объект).

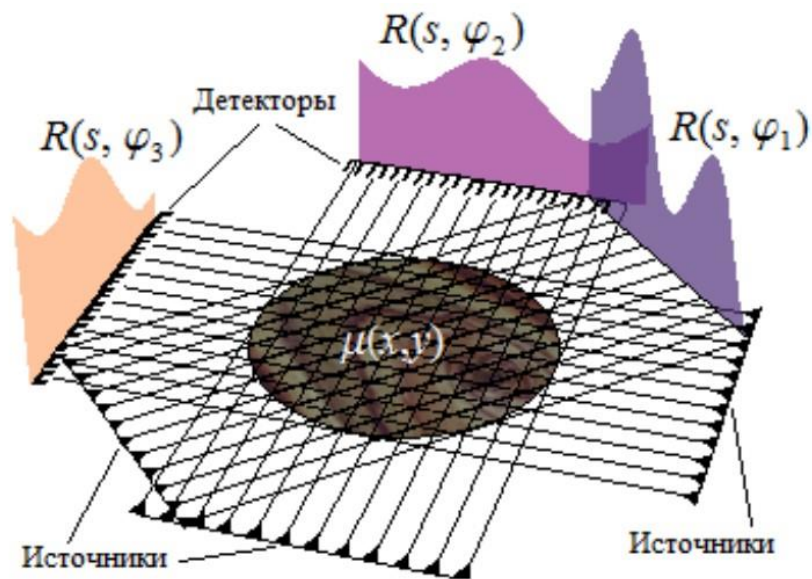


Рис. 6. Схема получения проекций $R(s, \varphi)$ одного слоя.

Определив функцию $\mu(x, y)$ для одного слоя, систему «источники – детекторы» сдвигают в направлении оси z для получения информации о следующем близком слое и т.д. Затем, по двумерным функциям $\mu_{z_i}(x, y)$ в сечениях z_i , где z – координата перпендикулярная сечению, получают трехмерную функцию плотности поглощения $\mu(x, y, z)$. При этом основные трудности возникают при исследовании отдельного слоя, т.е. при

восстановлении функции $\mu_z(x, y)$.

Подобный способ сбора данных составляет основу реконструктивной томографии. На исследуемое тело воздействует излучение, проникающее внутрь объекта. Оно взаимодействует с веществом, составляющим объект, и на выходе регистрируется излучение, прошедшее через тело. При обработке полученных данных используются следующие предположения: траектория луча считается прямолинейной и выполняется линейный закон поглощения излучения в веществе.

Прямое преобразование

Пусть функция двух действительных переменных $f(x, y)$ определена на всей плоскости и достаточно быстро убывает на бесконечности так, чтобы соответствующие несобственные интегралы сходились. Преобразование Радона (ПР) функции $f(x, y)$ называется функция

$$R(s, \varphi) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(s \cos \varphi - t \sin \varphi, s \sin \varphi + t \cos \varphi) dt \quad (1)$$

Геометрический смысл преобразования Радона $R(s, \varphi)$ состоит в том, что это интегралы от функции $f(x, y)$ вдоль прямых L , перпендикулярных вектору $\vec{n} = (\cos \varphi, \sin \varphi)$, проходящих на расстоянии s (измеренном вдоль вектора $\vec{n}$ с соответствующим знаком) от начала координат (Рис. 7).

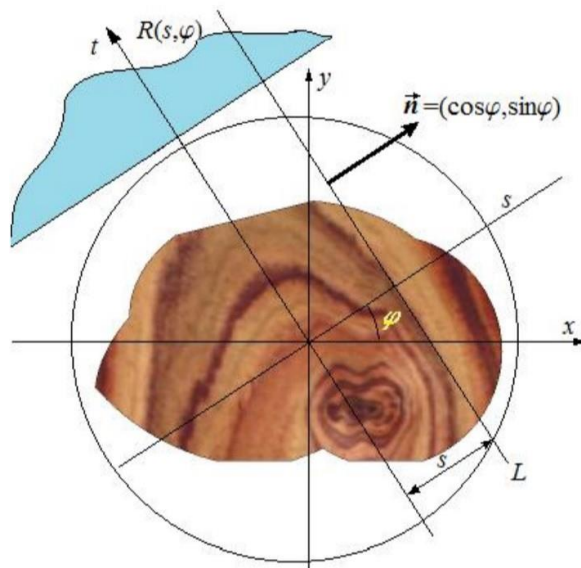


Рис. 7. К преобразованию Радона функции двух переменных.

Обратное преобразование. Метод Фурье синтеза

Начнем с интегрального преобразования Фурье (ПФ). Если $f(x)$ есть функция (вещественная или комплекснозначная) вещественной переменной x , то ее преобразование Фурье, если оно существует, задается формулой

$$F(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-i\omega x} dx \quad (2)$$

Тогда обратное преобразование Фурье (ОПФ)

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{-i\omega x} dx \quad (3)$$

Аналогичным образом для функции $f(x, y)$ двух вещественных переменных x, y преобразованием Фурье принято называть интеграл вида:

$$F(w_1, w_2) = \frac{1}{2\pi} \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i(w_1 x + w_2 y)} dx dy, \quad (4)$$

который получается двукратным применением одномерного преобразования Фурье по каждой из переменных. Параметры w_1, w_2 иногда называют координатами в частотной области или координатами в фурье — пространстве. Тогда обратное преобразование в данном случае:

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi} \iint_{-\infty}^{\infty} F(w_1, w_2) e^{-i(w_1 x + w_2 y)} dw_1 dw_2 \quad (5)$$

Рассмотрим двумерное преобразование Фурье функции $f(x, y)$. На мгновение зафиксируем параметры w_1, w_2 и рассмотрим в плоскости XY прямую $w_1 x + w_2 y = s$. Выражение $w_1 x + w_2 y$, стоящее в показателе степени экспоненты в (4), постоянно вдоль этой прямой и меняется быстрее всего если двигаться перпендикулярно прямой вдоль вектора (w_1, w_2) . Поэтому в (4) удобно перейти к новым координатам (s, t) , первая из которых направлена перпендикулярно прямой, а вторая t — вдоль прямой. Связь между координатами определяется формулами:

$$\begin{aligned} x &= s \cos \varphi - t \sin \varphi & s &= x \cos \varphi + y \sin \varphi \\ y &= s \sin \varphi + t \cos \varphi & t &= y \cos \varphi - x \sin \varphi \end{aligned} \quad \text{или}$$

Где φ — угол, который образует вектор (w_1, w_2) с положительным направлением оси X . В частотной плоскости для вектора $w = (w_1, w_2)$ используем полярные координаты

$$w = (w_1, w_2) = \omega \cdot (\cos\varphi, \sin\varphi),$$

с тем же углом φ , который использован при построении системы координат (s, t) . Это можно сделать потому, что вектор $w = (w_1, w_2)$ в частотной плоскости имеет тот же наклон, что и вектор (w_1, w_2) в плоскости XY . Тогда интеграл (4) примет вид

$$F(w_1, w_2) = \frac{1}{2\pi} \iint_{-\infty}^{\infty} f(s\cos\varphi - t\sin\varphi, s\sin\varphi + t\cos\varphi) e^{-i\omega(x\cos\varphi + y\sin\varphi)} ds dt$$

Но $s = x\cos\varphi + y\sin\varphi$, поэтому

$$F(w_1, w_2) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-i\omega s} ds \int_{-\infty}^{\infty} f(s\cos\varphi - t\sin\varphi, s\sin\varphi + t\cos\varphi) dt \quad (6)$$

Легко увидеть, что внутренний интеграл (5) является преобразованием Радона функции $f(x, y)$. Тогда

$$F(w_1, w_2) = \frac{1}{2\pi} \iint_{-\infty}^{\infty} R[f](s, \varphi) e^{-i\omega s} ds = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \tilde{R}(\omega, \varphi) \quad (7)$$

где $\tilde{R}(\omega, \varphi) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R[f](s, \varphi) e^{-i\omega s} ds$ - одномерное преобразование Фурье радоновского образа $R[f](s, \varphi)$ по переменной s .

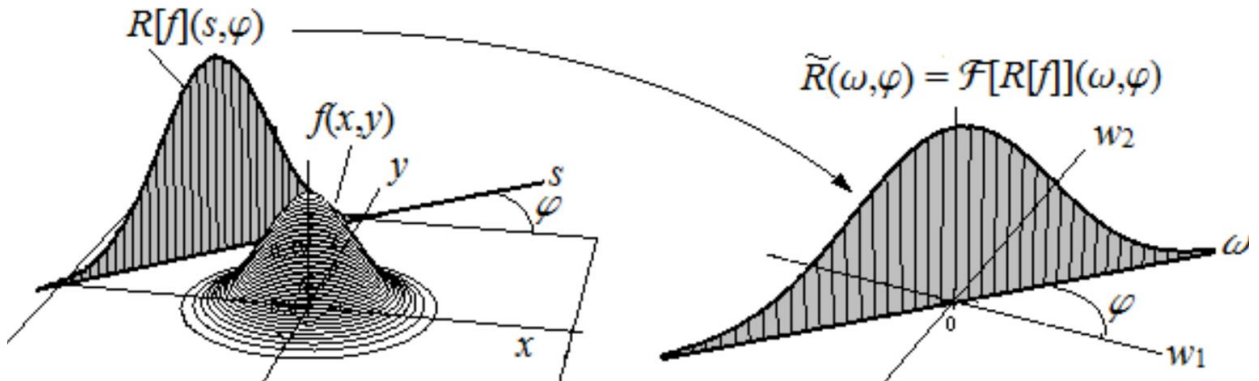


Рис. 8: Центральное сечение двумерно ПФ как одномерное ПФ радоновского образа

Одномерный Фурье образ $\tilde{R}(\omega, \varphi)$ проекции $R[f](s, \varphi)$, полученной при повороте системы «источник – детектор» на угол φ , является сечением двумерного Фурье образа $F(w_1, w_2)$ по линии, повернутой на угол φ и проходящей через начало координат. Это значит, что из одномерных Фурье образов проекций $\tilde{R}(\omega, \varphi)$ можно набрать (синтезировать) двумерный Фурье

образ $F(w_1, w_2)$ искомого изображения (Рис. 9). Тогда само изображение $f(x, y)$ можно восстановить с помощью двумерного обратного преобразования Фурье.

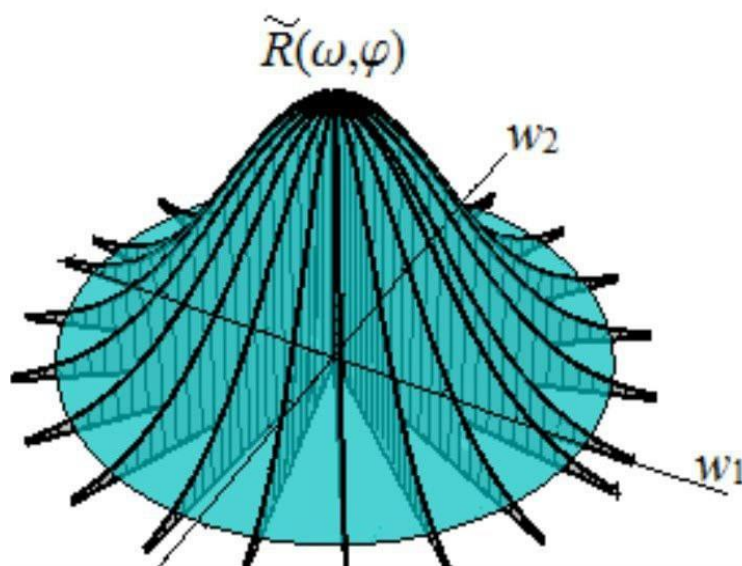


Рис. 9: Двумерное ПФ как множество одномерных ПФ радоновских образов.

Фильтры

В результате изучения обратного преобразования Радона, был изучен Matlab, а конкретно его функция восстановления изображения `iradon()`. Одним из параметров этой функции является параметр filter, в котором можно выбрать один из 5 необходимых фильтров. В процессе обработки данных и получения восстановленного изображения, использованы все фильтры и найдены самые оптимальные из них.

Ram-Lak фильтр

Фильтр **Ram-Lak** усиливает высокочастотные компоненты в синограммах, что критично для сохранения информации о краях и деталях изображения. Он представляет собой идеальный фильтр с линейной амплитудной характеристикой, пропорциональной частоте. Это позволяет эффективно усиливать высокочастотные сигналы.

В частотной области его можно выразить следующим образом:

$$H(f) = |f|$$

где $H(f)$ — это передаточная функция фильтра, а f — частота.

Преимущества: обеспечивает хорошую резкость и контрастность в реконструируемом изображении, что делает данный фильтр популярным выбором в медицинской визуализации.

Недостатки: может усиливать шум, особенно в областях с низкой интенсивностью сигнала, что может привести к артефактам в изображении.

Shepp-Logan фильтр

Фильтр **Shepp-Logan** имеет синусоидальную форму и нулевое значение в нулевой частоте. Это предотвращает усиление постоянной составляющей. Он усиливает высокочастотные компоненты для улучшения резкости и контрастности изображения, сохраняя при этом низкие частоты, что помогает избежать чрезмерного усиления шума.

Формула:

$$H(f) = \begin{cases} 1, & |f| \leq 0.5 \\ \frac{1}{2} \left(1 + \cos \left(\frac{\pi}{2} (|f| - 0.5) \right) \right), & 0.5 < |f| < 1 \\ 0, & |f| \geq 1 \end{cases}$$

Это означает, что фильтр полностью пропускает частоты до 0.5 и постепенно ослабляет частоты от 0.5 до 1.

Преимущества: обеспечивает хорошую резкость и контрастность, а также помогает уменьшить артефакты, связанные с шумом, по сравнению с фильтром Ram-Lak.

Недостатки: может не обеспечивать такую же резкость, как фильтр Ram-Lak, особенно в областях с высокими частотами.

Cosine фильтр

Фильтр **Cosine** плавно ослабляет высокочастотные компоненты, что позволяет уменьшить шум и артефакты в реконструируемом изображении.

Он может быть представлен в частотной области как:

$$H(f) = \begin{cases} 1, & |f| \leq 0.5 \\ \frac{1}{2} (1 + \cos(\pi(|f| - 0.5))), & 0.5 < |f| < 1 \\ 0, & |f| \geq 1 \end{cases}$$

Как можно заметить, от предыдущего фильтра – Shepp-Logan – Cosine отличается лишь углом в $\pi/2$, что дает ему меньшую резкость, но и меньшее количество шумов.

Преимущества: может быть полезен для уменьшения артефактов и шума в изображениях, обеспечивая при этом приемлемую резкость.

Недостатки: Он может не обеспечивать такую же резкость, как фильтры Ram-Lak или Shepp-Logan, особенно в областях с высокими частотами.

Hamming фильтр (Фильтр Хэмминга)

Фильтр **Хэмминга** является оконным фильтром, который применяется для сглаживания сигналов. Он имеет форму, которая плавно ослабляет высокочастотные компоненты, что помогает уменьшить шум и артефакты в изображениях.

В частотной области фильтр Хэмминга может быть представлен как:

$$H(f) = 0.54 - 0.46 \cdot \cos 2\pi f$$

Этот фильтр эффективно подавляет высокочастотные компоненты, что делает его полезным для уменьшения шумов.

Преимущества: помогает уменьшить шум и артефакты в изображениях, обеспечивая при этом приемлемую резкость. Он может быть особенно полезен в случаях, когда данные содержат значительное количество шума.

Недостатки: фильтр хорошо справляется с шумом, но может не обеспечивать такую же резкость, как фильтры Ram-Lak или Shepp-Logan, особенно в областях с высокими частотами.

Hann фильтр (Фильтр Ханна)

Фильтр **Ханна** имеет форму, которая плавно ослабляет высокочастотные компоненты, что помогает уменьшить шум и артефакты в изображениях.

В частотной области фильтр Ханна может быть представлен как:

$$H(n) = 0.5 \left(1 - \cos \left(\frac{2\pi n}{N-1} \right) \right), \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-1$$

где (N) — это длина окна.

Этот фильтр эффективно подавляет высокочастотные компоненты, что делает его полезным для уменьшения шумов.

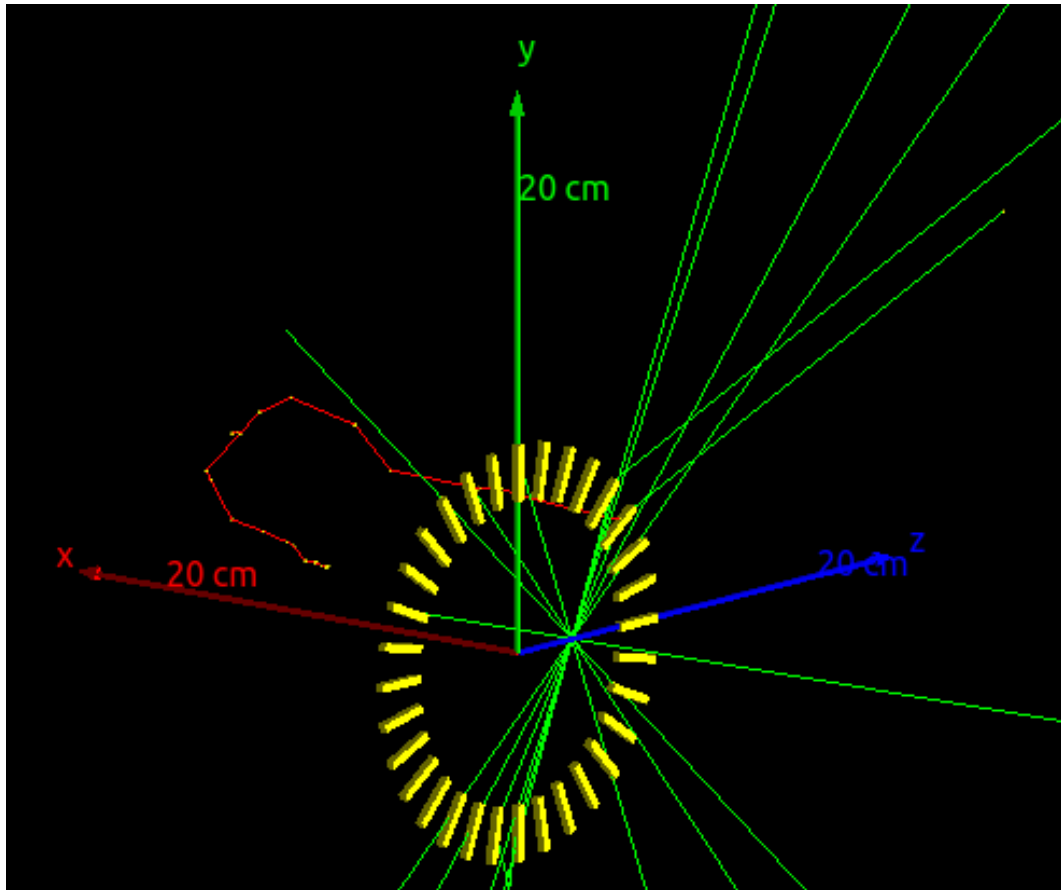
Преимущества: помогает уменьшить шум и артефакты в изображениях, обеспечивая при этом приемлемую резкость. Он может быть особенно полезен в случаях, когда данные содержат значительное количество шума.

Недостатки: Хотя фильтр Ханна хорошо справляется с шумом, он может не обеспечивать такую же резкость, как фильтры Ram-Lak или Shepp-Logan, особенно в областях с высокими частотами.

Применение фильтров

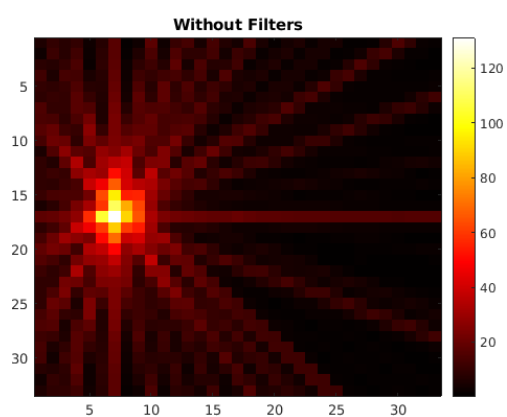
Прежде чем приступить к обработке реальных данных с установки, необходимо было проверить и отточить все методы восстановления изображения на моделированных данных, чтобы улучшить вероятность положительного результата.

На Рис. приведена схема установки при моделировании в GEANT4.

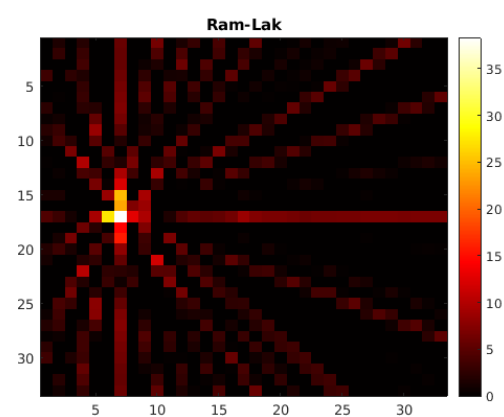


В таблице ниже приведены результаты восстановления изображения после моделирования.

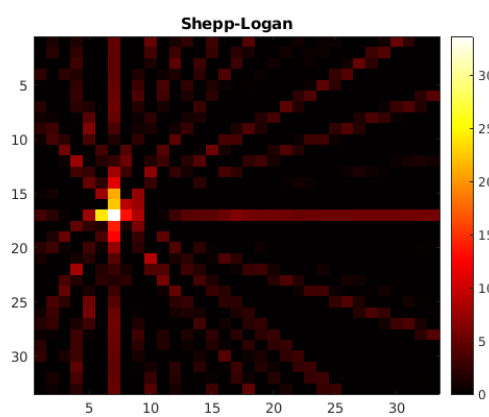
Без фильтра



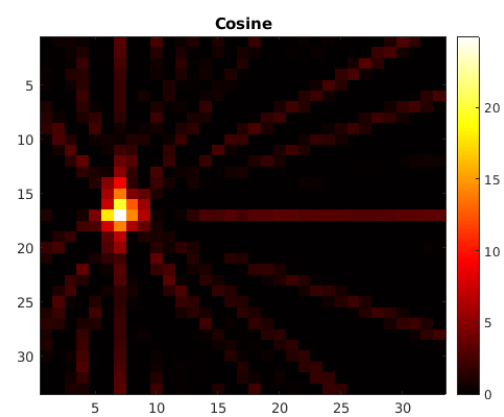
Фильтр Ram-Lak



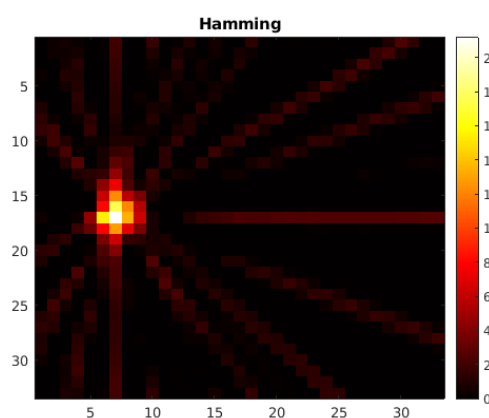
Фильтр Shepp-Logan



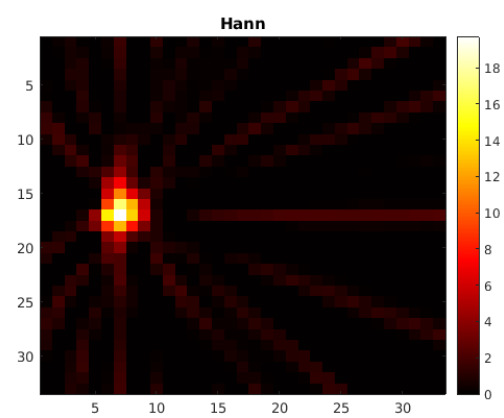
Фильтр Cosine



Фильтр Hamming

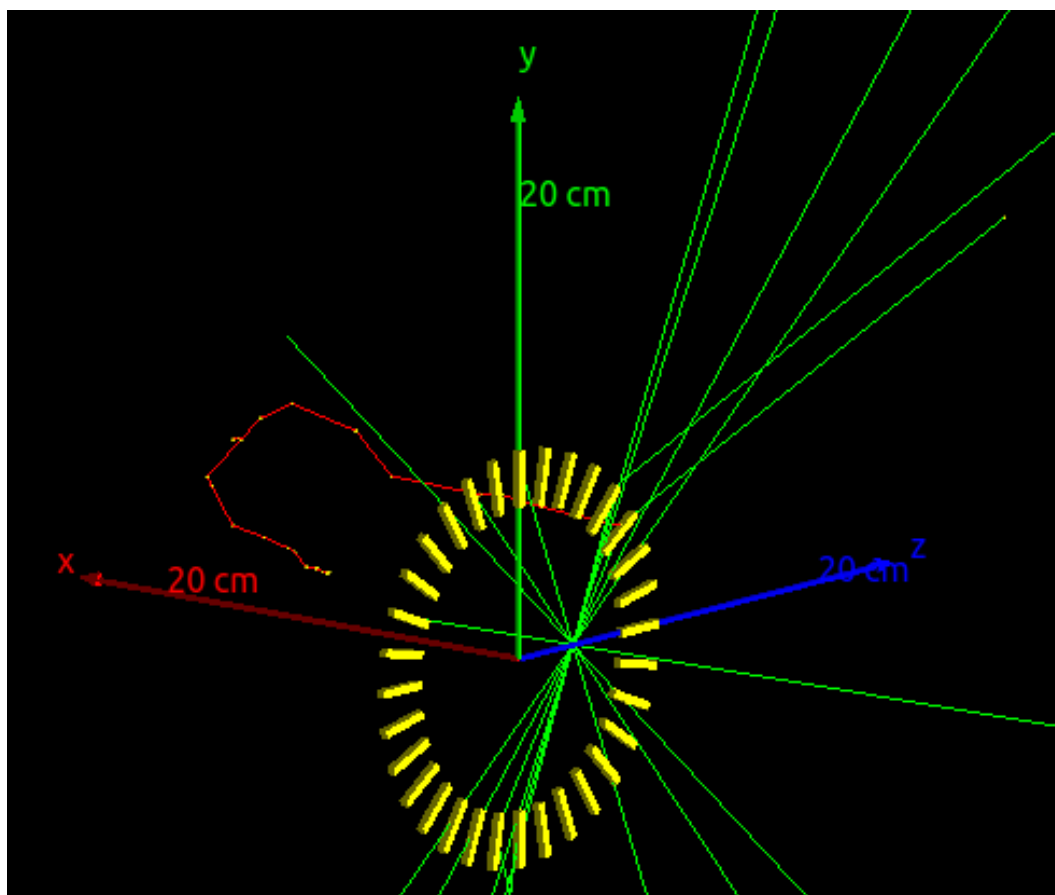


Фильтр Hann

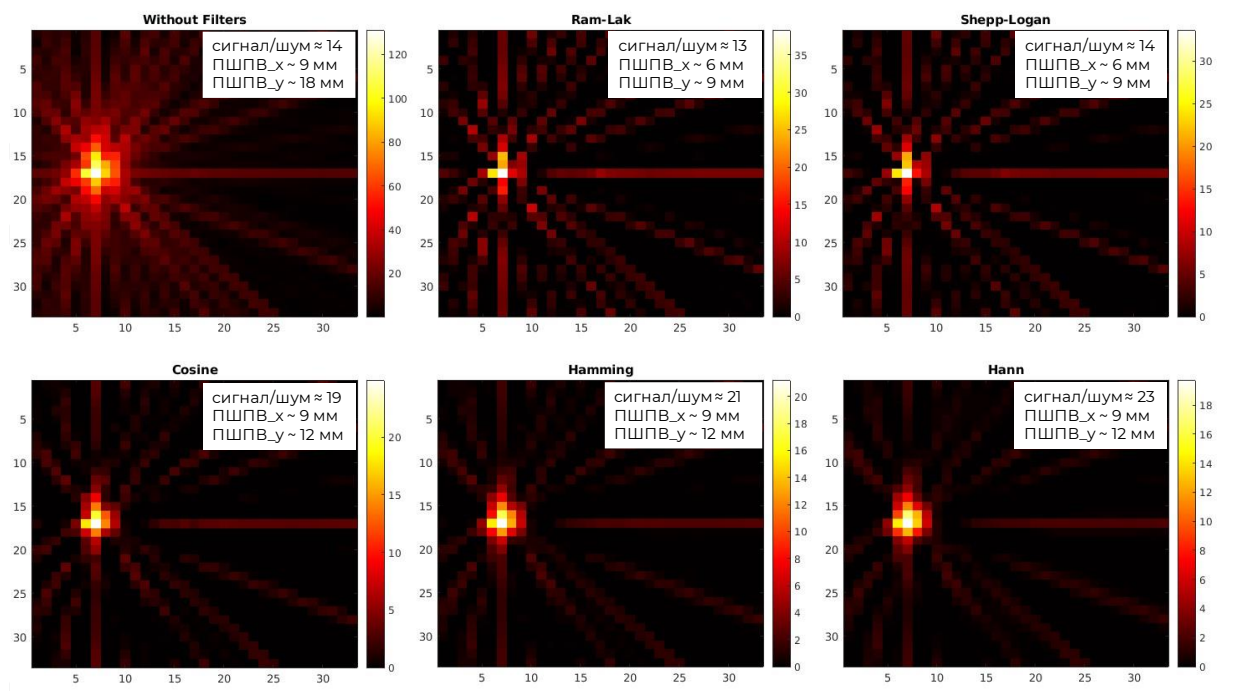


В таблице выше приведены результаты восстановления изображения с различными фильтрами для моделирования точечного источника в GEANT4.

Ниже представлена схема модели, в которой и проводилось моделирование.

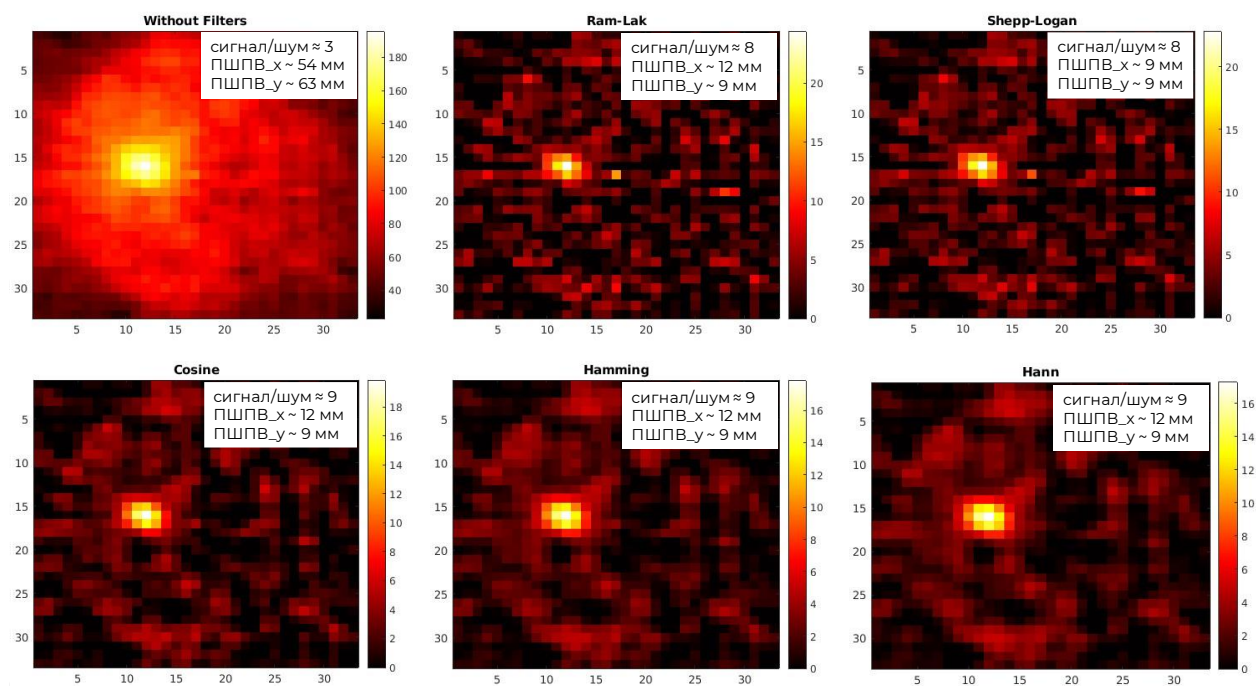


Результаты



Выше представлены результаты сравнения фильтров для моделированных данных.

Результаты для реальных данных:



Заключение

- Проанализированы принцип реконструкции томографического изображения в пакете Matlab.
- Подобраны корректные параметры представления данных (синограммы).
- Изучены принципы фильтрации синограммы в томографии.
- Подобраны оптимальные фильтры данных для 32-канального мини-ПЭТ:
 - Для смоделированных данных: фильтр Hann (лучшее соотношение сигнал/шум).
 - Для реальных данных: фильтр Shepp-Logan (наиболее явная локализация источника на изображении, при прочих почти равных параметрах).

Список используемых источников

1. MedPortal

URL.: <https://medportal.ru/enc/analysis/diseases/17/>

2. В. Г. Кон. О томографии для студентов.

URL.: <https://kohnvict.narod.ru/pdf/1/26-17c-tomography.pdf>

3. П. Г. Доля. Введение в математические методы компьютерной томографии.

URL.: http://geometry.karazin.ua/resources/documents/20150715155132_e76e359e30e3b.pdf

4. В. К. Ключко, В. П. Кузнецов. Методы восстановления изображений и оценивания аппаратной функции по прореженной матрице наблюдений.

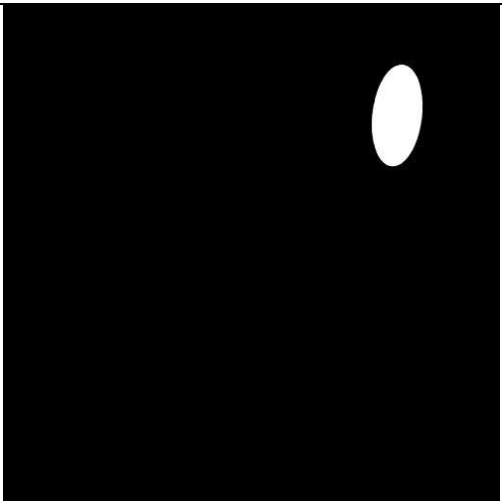
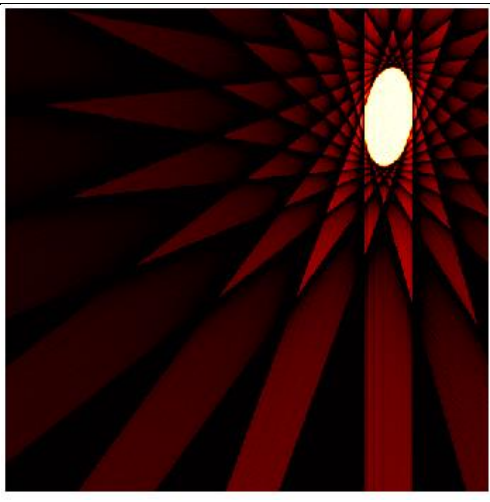
DOI: 10.15372/AUT20160602.

5. И. С. Грузман. Математические задачи компьютерной томографии.

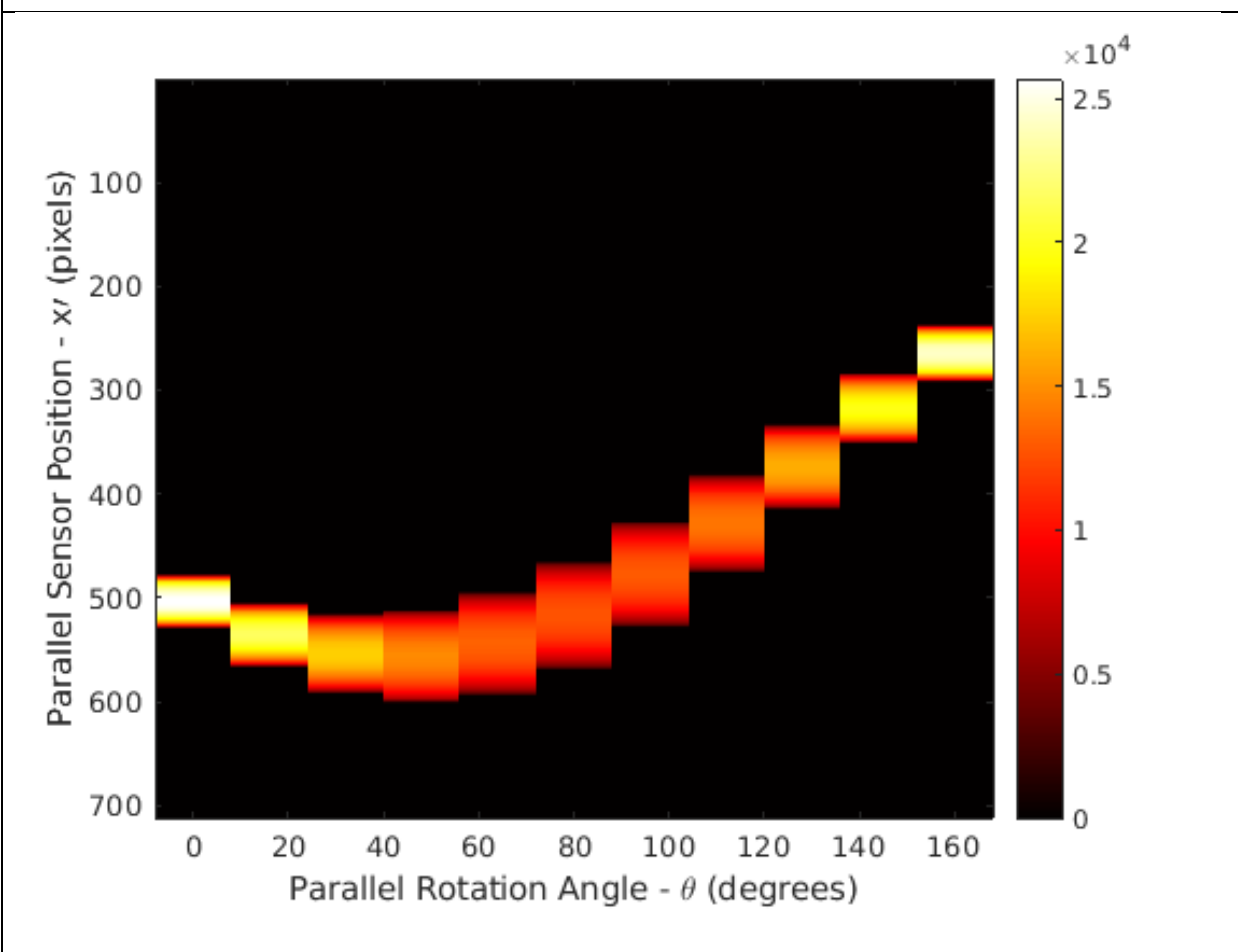
Приложение

Обновленные результаты по восстановлению изображения

1. Эллипс, в качестве показательного примера (32 проекции).

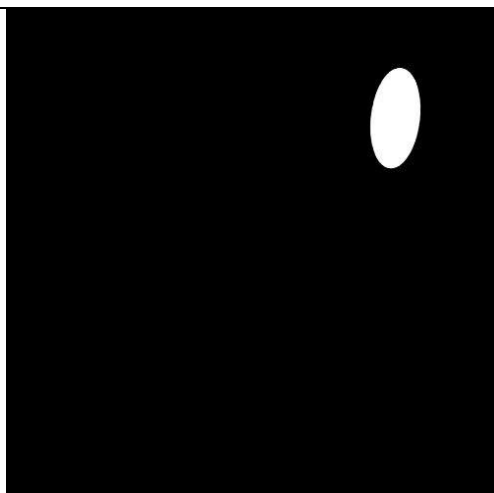
Исходное изображение	Восстановленное изображение
	

Сгенерированная синограмма

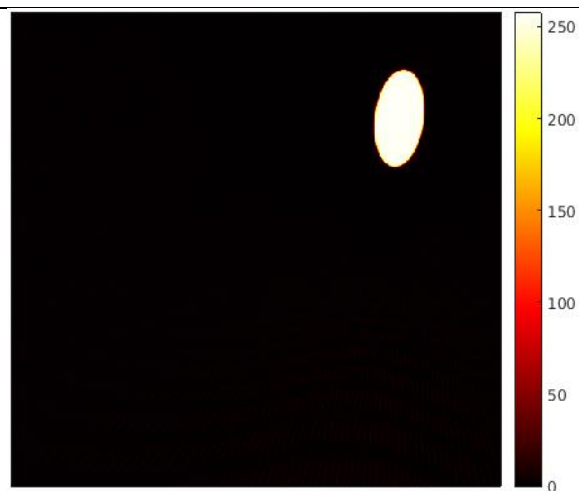


2. Эллипс, в качестве показательного примера (180 проекций).

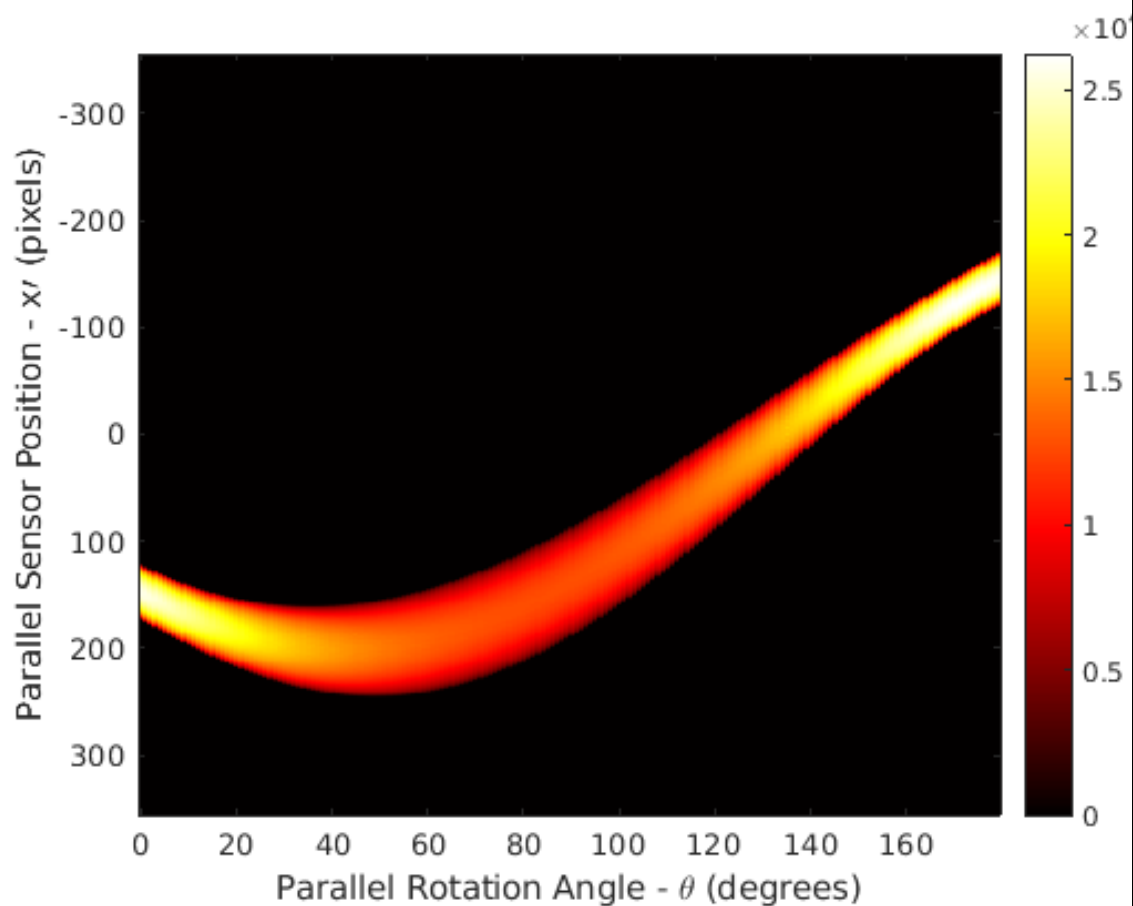
Исходное изображение



Восстановленное изображение

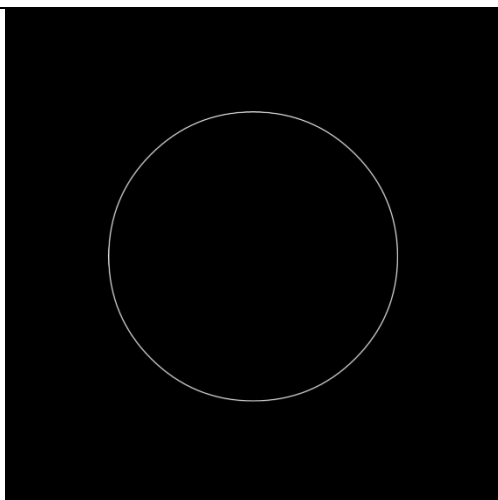


Сгенерированная синограмма

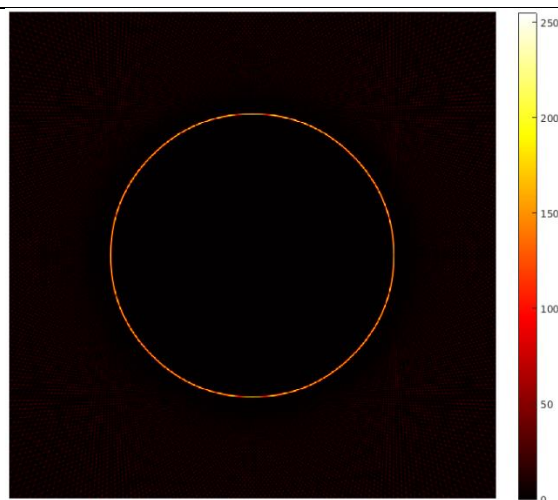


3. Окружность радиуса 29 мм (29 пикселей)

Исходное изображение



Восстановленное изображение



Сгенерированная синограмма

