

Informatyka w Medycynie - Laboratorium	
Tomografia komputerowa - projekt	
Kierunek/semestr: Informatyka/6	Grupa: L16
Jakub Kwiatkowski 145356 Paweł Strzelczyk 145217	

1 Opis projektu.

Projekt został przygotowany w formie interaktywnego notatnika Jupyter Notebook. Symulowany tomograf jest tomografem typu stożkowego (fan-beam CT scanner). Do wykonania symulacji wykorzystano język Python 3 oraz biblioteki

- numpy
- matplotlib
- skimage
- OpenCV
- Pydicom
- ipython (ipywidgets, IPython)

2 Opis głównych funkcji programu.

2.1 Pozyskiwanie odczytów dla poszczególnych detektorów.

Aby pozyskać odczyty trzeba najpierw ustalić pozycję emitera oraz detektorów. Mając obraz o wymiarach $m \times n$ oraz położenie katowe emitera α możemy wyliczyć pozycję emitera na okręgu opisanym na obrazie:

$$\begin{aligned}
 radius &= \sqrt{\frac{m^2}{2^2} + \frac{n^2}{2^2}} \\
 emitter_x &= \cos \alpha * radius + \frac{m}{2} \\
 emitter_y &= \sin \alpha * radius + \frac{n}{2}
 \end{aligned}$$

Znając dodatkowo rozpiętość kątową wachlarza detektorów ϕ oraz ich liczbę D możemy obliczyć pozycję każdego z nich:

$$step = \frac{\phi}{D-1}$$

$$start = \alpha + \pi - \frac{\phi}{2}$$

$$\forall_{i \in D} \begin{cases} detector_x^i = \cos(start + i * step) * radius + \frac{m}{2} \\ detector_y^i = \sin(start + i * step) * radius + \frac{n}{2} \end{cases}$$

Translacja o $\frac{m}{2}$ i $\frac{n}{2}$ wynika z faktu, że punkt centralny obrazu nie leży w środku układu współrzędnych.

Po wyznaczeniu współrzędnych emitera i detektorów, dla każdej pary emiter – detektor wyznaczamy piksele przez które przechodzi odcinek łączący tę parę (wykorzystujemy tu funkcję `line_nd` [listing 1] z pakietu `scikit-image`) i sumujemy wartości tych pikseli, dzięki czemu otrzymujemy sinogram obrazu.

```

1  def detector_positions(alpha, phi, count, shape):
2      """
3      Calculates locations of detectors in a fan-beam CT scanner.
4
5      :param alpha: Emitter's angular position angle (in radians).
6      :param phi: Detectors' angular span (in radians) [measured from circle's center
7      ].
8      :param count: Number of detectors.
9      :param shape: Image size (x, y).
10     :return: List of detector positions (x, y).
11     """
12
13     from numpy import pi as PI, cos, sin, sqrt, round, int64
14
15     w, h = shape
16     radius = round(sqrt(w ** 2 + h ** 2) / 2).astype(int64)
17
18     angular_step = phi / (count - 1)
19     start_angle = alpha + PI - (phi / 2)
20
21     x = lambda index: round(cos(start_angle + angular_step * index) * radius).
22     astype(int64) + (w // 2)
23     y = lambda index: round(sin(start_angle + angular_step * index) * radius).
24     astype(int64) + (h // 2)
25
26     return [(x(no), y(no)) for no in range(count)]
27
28 def emitter_position(alpha, shape) -> list[tuple[int, int]]:
29     """
30     Calculates emitter's location in a fan-beam CT scanner.
31
32     :param alpha: Emitter's angular position (in radians).
33     :param shape: Image size (x, y).
34     :return: Emitter's position (x, y).
35     """
36
37     from numpy import cos, sin, sqrt, round, int64
38
39     w, h = shape
40     radius = round(sqrt(w ** 2 + h ** 2) / 2).astype(int64)
41
42     x = round(cos(alpha) * radius).astype(int64) + (w // 2)
43     y = round(sin(alpha) * radius).astype(int64) + (h // 2)

```

```

43     return (x, y)
44
45 def scanlines(bounds, emitter, detectors):
46     """
47     Calculates scanlines (pixels in ray path) for a CT scanner.
48
49     :param bounds: Image's bounds (x, y).
50     :param emitter: Emitter's position (x, y).
51     :param detectors: List of detector positions (x, y).
52
53     :return: List of scanlines (list of lists of pixels in ray path (one for every
54             detector)).
55
56     This function automatically removes pixels not in the image's bounds.
57     """
58     from skimage.draw import line_nd
59
60     w, h = bounds
61
62     in_bounds = lambda point: point[0] >= 0 and point[0] < w and point[1] >= 0 and
63         point[1] < h
64
65     ex, ey = emitter
66
67     # line_nd uses transposed coordinates (y, x), so we need to swap them.
68     lines = [list(filter(in_bounds, zip(*line_nd((d[1], d[0]), (ey, ex))))) for d in
69         detectors]
70
71     return [[x for x in zip(*line)] for line in lines]
72
73 from numpy import ndarray
74
75 def radon_for(image, alpha, phi, count):
76     """
77     Calculates Radon transform of an image for given alpha angle.
78
79     :param alpha: Emitter's angular position (in radians)
80     :param phi: Detectors' angular span [measured from circle's center] (in radians).
81     :param count: Number of detectors.
82     """
83
84     from numpy import sum
85
86     w, h = image.shape[:2]
87
88     emitters = emitter_position(alpha, (w, h))
89     detectors = detector_positions(alpha, phi, count, (w, h))
90     lines = scanlines((w, h), emitters, detectors)
91
92     row = []
93     for line in lines:
94         if len(line) == 0:
95             row.append(0)
96             continue
97         r, c = line
98         row.append(sum(image[r, c]))
99
100     return row
101
102

```

```

103 def radon(image, phi, step, count) -> ndarray:
104     """
105     Calculates Radon transform of an image for given alpha angle.
106
107     :param phi: Detectors' angular span [measured from circle's center] (in degrees).
108     :param step: Step size (in degrees).
109     :param count: Number of detectors.
110     """
111
112     from numpy import deg2rad, arange, array, pi
113
114     phi = deg2rad(phi)
115     step = deg2rad(step)
116
117     sinogram = []
118
119     for angle in arange(0, pi * 2, step):
120         sinogram.append([angle] + radon_for(image, angle, phi, count))
121
122     return array(sinogram)

```

Listing 1: Wylizanie sinogramu

2.2 Filtrowanie sinogramu.

Wykorzystane filtrowanie jest prostym splotem nazwanym filtrem medianowym. Aby obraz nie został zbyt rozmyty zastosowaliśmy jądro o wymiarach 3×3 piksele.

2.3 Ustalanie jasności poszczególnych punktów obrazu wynikowego oraz jego przetwarzanie końcowe.

Po wykonaniu odwrotnej transformacji Radona za pomocą techniki *back-projection* otrzymany obraz zawiera piksele o jasnościach wykraczających poza ramy kanału 8-bitowego, dlatego obraz musi zostać znormalizowany.

Normalizacja transformuje obraz z nieograniczonej prawostronnie reprezentacji całkowitoliczbowej do reprezentacji zmiennoprzecinkowej w zakresie $[0.0; 1.0]$. Normalizacja przebiega według schematu:

$$\forall_{p \in P(x,y)} p' = \frac{p - \min(P)}{\max(P) - \min(P)}$$

2.4 Wyznaczanie wartości miary RMSE.

Miara RMSE jest obliczana poprzez wyliczenie odchylenia standardowego różnicy obrazów – wejściowego i wyjściowego.

2.5 Odczyt i zapis plików DICOM.

Do obsługi standardu DICOM wykorzystano bibliotekę Pydicom.

Dla uproszczenia odczytu i zapisu stworzone zostały funkcje pomocnicze przedstawione na listingu 2.

```

1 def read_from_dicom(filename) -> ndarray:
2     """
3     Reads pixel data from DICOM file and returns it as ndarray.

```

```

4
5     WARNING: Currently this function assumes that image is single and in grayscale.
6     !!! COLOR & MULTIPLANAR IMAGES ARE NOT SUPPORTED !!!
7     """
8
9     from pydicom import dcmread
10
11     contents = dcmread(filename)
12
13     return contents.pixel_array
14
15
16 def write_to_dicom(filename, image: ndarray, data: dict):
17     """
18     Writes data to DICOM file.
19
20     :param image: image data in form of ndarray.
21     WARNING: Currently this function assumes that image is single and in grayscale.
22     !!! COLOR & MULTIPLANAR IMAGES ARE NOT SUPPORTED !!!
23
24     :param data: Dictionary with keys "id", "name", "date", "comments"
25     """
26     from skimage.util import img_as_ubyte
27     from pydicom.uid import generate_uid, ExplicitVRLittleEndian
28     from pydicom._storage_sopclass_uids import CTImageStorage
29     from pydicom.dataset import validate_file_meta
30     from pydicom import Dataset, FileDataset
31
32     image = img_as_ubyte(image)
33
34     # Populate required values for file meta information
35     meta = Dataset()
36     meta.MediaStorageSOPClassUID = CTImageStorage
37     meta.MediaStorageSOPInstanceUID = generate_uid()
38     meta.TransferSyntaxUID = ExplicitVRLittleEndian
39
40     ds = FileDataset(None, {}, preamble = b"\0" * 128)
41     ds.file_meta = meta
42
43     ds.is_little_endian = True
44     ds.is_implicit_VR = False
45
46     ds.SOPClassUID = CTImageStorage
47     ds.SOPInstanceUID = meta.MediaStorageSOPInstanceUID
48
49     ds.PatientID = data["id"]
50     ds.PatientName = data["name"]
51     ds.StudyDate = data["date"]
52     ds.ImageComments = data["comments"]
53
54     ds.Modality = "CT"
55     ds.SeriesInstanceUID = generate_uid()
56     ds.StudyInstanceUID = generate_uid()
57     ds.FrameOfReferenceUID = generate_uid()
58
59     ds.BitsStored = 8
60     ds.BitsAllocated = 8
61     ds.SamplesPerPixel = 1
62     ds.HighBit = 7
63
64     ds.ImagesInAcquisition = 1
65     ds.InstanceNumber = 1
66

```

```

67 ds.Rows, ds.Columns = image.shape
68
69 ds.ImageType = r"ORIGINAL\PRIMARY\AXIAL"
70
71 ds.PhotometricInterpretation = "MONOCHROME2"
72 ds.PixelRepresentation = 0
73
74 validate_file_meta(ds.file_meta, enforce_standard = True)
75
76 ds.PixelData = image.tobytes()
77
78 ds.save_as(filename, write_like_original = False)

```

Listing 2: Obsługa DICOM

3 Wpływ poszczególnych parametrów na jakość obrazu wynikowego.

3.1 Liczba detektorów.

Liczba detektorów jest zmieniana w przedziale $\langle 90, 720 \rangle$ z krokiem 90.

3.2 Liczba skanów.

Liczba skanów jest zmieniana w przedziale $\langle 90, 720 \rangle$ z krokiem 90.

3.3 Rozpiętość wachlarza.

Rozpiętość wachlarza jest zmieniana w przedziale $\langle 45, 270 \rangle$ z krokiem 45.

3.4 Filtr splotowy.

4 Zmiana RSME podczas wykonywania kolejnych iteracji odwrotnej transformaty Radona.

«««< HEAD =====

5 Opis projektu.

6 Opis głównych funkcji programu.

6.1 Pozyskiwanie odczytów dla poszczególnych detektorów.

6.2 Filtrowanie sinogramu.

6.3 Ustalanie jasności poszczególnych punktów obrazu wynikowego oraz jego przetwarzanie końcowe.

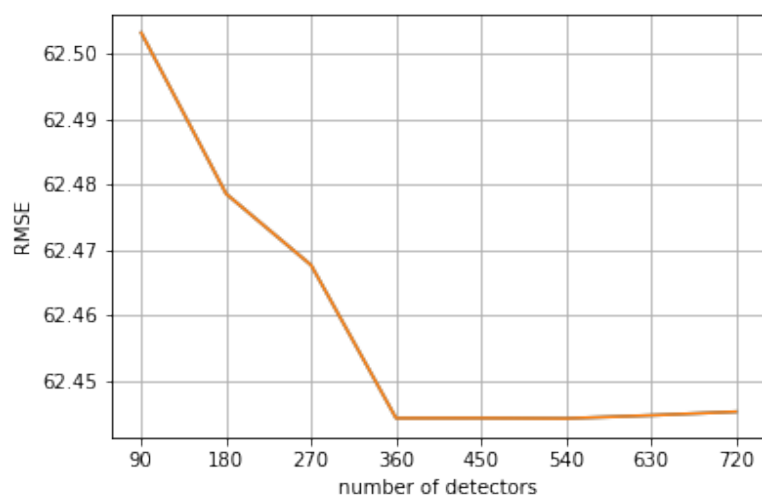
6.4 Wyznaczanie wartości miary RMSE.

6.5 Odczyt i zapis plików DICOM.

7 Wpływ poszczególnych parametrów na jakość obrazu wynikowego.

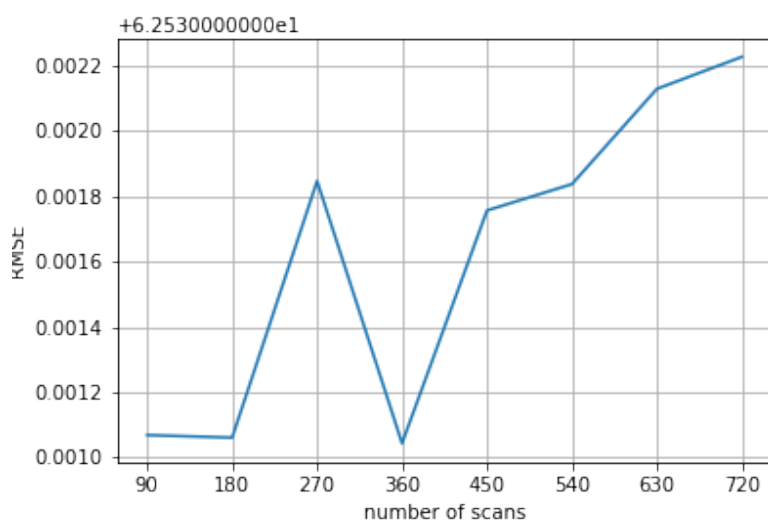
7.1 Liczba detektorów.

Liczba detektorów jest zmieniana w przedziale $\langle 90, 720 \rangle$ z krokiem 90.



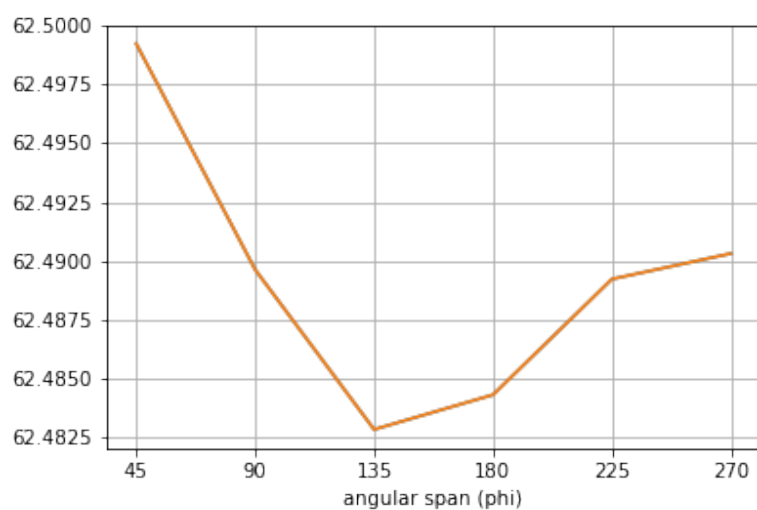
7.2 Liczba skanów.

Liczba skanów jest zmieniana w przedziale $\langle 90, 720 \rangle$ z krokiem 90.



7.3 Rozpiętość wachlarza.

Rozpiętość wachlarza jest zmieniana w przedziale $\langle 45, 270 \rangle$ z krokiem 45.

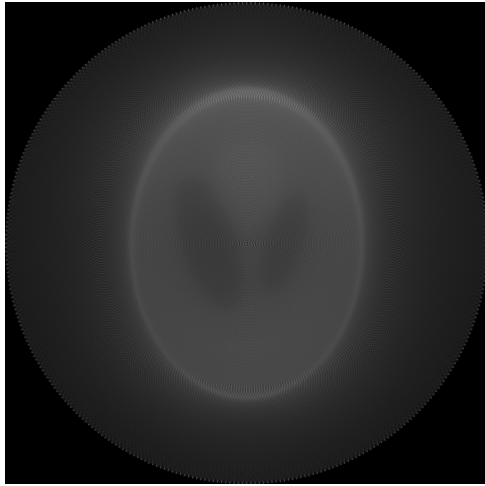


7.4 Filtr splotowy.

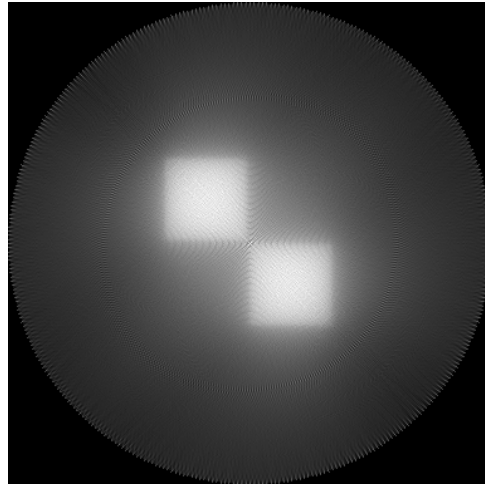


Obraz testowy do obliczeń z wykorzystaniem filtra.

Rekonstrukcja bez filtrowania.

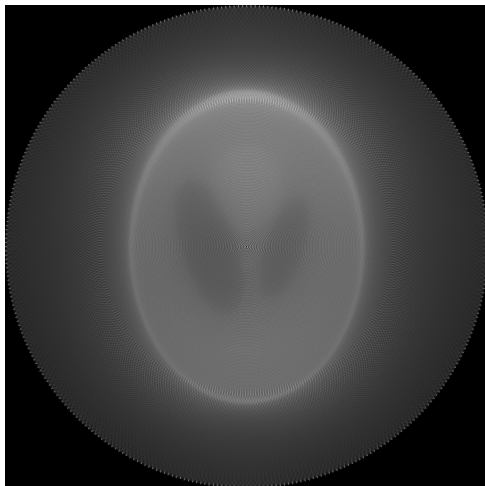


RMSE1 0,20693420547948

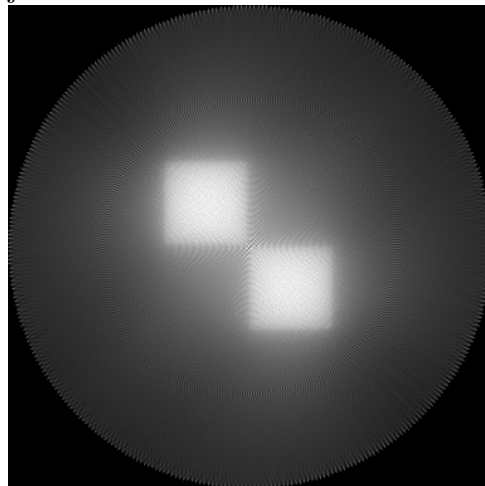


RMSE2 0,266156126913852

Rekonstrukcja z filtrem.



RMSE1 filtr - 0,249729691096470

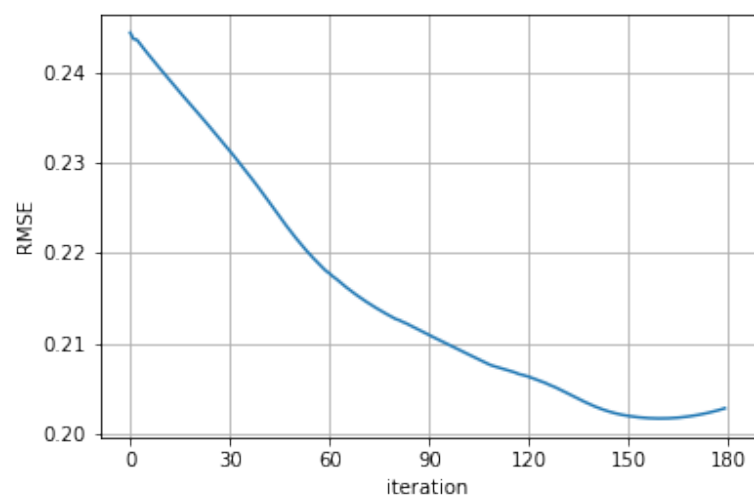


RMSE2 filtr - 0,26778570956508

8 Zmiana RMSE podczas wykonywania kolejnych iteracji odwrotnej transformaty Radona.

Parametry transformacji:

- liczba detektorów - 180
- rozpiętość wachlarza - 180°
- łączna liczba skanów - 180



»»»> 511617e90cd2b1e18dca0f1ec9392afa8ac0517d